

**INFLUÊNCIA DA TÉCNICA DE MICROINFILTRAÇÃO,
PRESSÃO PULPAR SIMULADA, ARMAZENAMENTO E
FADIGA CÍCLICA NA MICROINFILTRAÇÃO E INTEGRIDADE
MARGINAL DAS COROAS IN-CERAM ALUMINA**

PAULO HENRIQUE ORLATO ROSSETTI

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, na Área de Reabilitação Oral.

**Bauru
2007**

**INFLUÊNCIA DA TÉCNICA DE MICROINFILTRAÇÃO,
PRESSÃO PULPAR SIMULADA, ARMAZENAMENTO E
FADIGA CÍCLICA NA MICROINFILTRAÇÃO E INTEGRIDADE
MARGINAL DAS COROAS IN-CERAM ALUMINA**

PAULO HENRIQUE ORLATO ROSSETTI

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, na Área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

**Bauru
2007**

ROSSETTI, Paulo Henrique Orlato

R735i

Influência da técnica de microinfiltração, pressão pulpar simulada, armazenamento e fadiga cíclica na microinfiltração e integridade marginal das coroas In-Ceram Alumina / Paulo Henrique Orlato Rossetti. – Bauru, 2007.

102 p.: il.; 30cm

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. USP

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.

Assinatura do autor: _____

Data: _____

Projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, em 31 de março de 2005. Protocolo de pesquisa nº.135/2003.

DADOS CURRICULARES

PAULO HENRIQUE ORLATO ROSSETTI

8 de dezembro de 1975
Bauru – SP

Nascimento

1994 - 1997

Curso de Odontologia – Faculdade de
Odontologia de Bauru – SP

1998 - 2000

Estagiário do Departamento de Prótese da
Faculdade de Odontologia de Bauru -
USP

2001 - 2003

Mestre em Reabilitação Oral, Faculdade
de Odontologia de Bauru- USP

2004 - 2006

Doutorando em Reabilitação Oral,
Faculdade de Odontologia de Bauru-
USP

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho,

*A **DEUS**, a luz que nos guia nesta longa jornada.*

*Ao meu pai, **JOÃO**, pela sua bravura, paciência e dedicação em superar as artimanhas do destino e por sempre acreditar e ensinar a nós, os filhos, que os percalços da vida são um estímulo às grandes conquistas.*

*À minha mãe, **ALICE**, pela sua bravura, paciência e dedicação e por ensinar que é preciso ser capaz de dividir o coração com os que mais necessitam.*

*Ao meu irmão, **FERNANDO**, por ser uma pessoa divertida e de bom-senso.*

*À minha esposa, **LEYLHA**, pela dedicação, paciência e carinho nos momentos mais difíceis de uma família.*

*Ao meu filho, **GABRIEL**, uma benção que só nos dá alegrias.*

A todos vocês, meu muito obrigado!!!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, representada na pessoa do **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, Digníssimo Diretor desta Faculdade.

Ao Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, representado pela pessoa do **Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**, Chefe do Departamento.

Aos Professores Doutores do Departamento de Prótese: **Accácio Lins do Valle**, **Carlos dos Reis Pereira de Araújo**, **Gerson Bonfante**, **José Henrique Rubo**, **José Valdes Conti (in memorian)**, **Luiz Fernando Pegoraro**, **Lucimar Falavinha Vieira**, **Milton Carlos Gonçalves Salvador**, **Paulo César Rodrigues Conti**, **Paulo Martins Ferreira**, **Renato de Freitas**, **Valércio Bonachela**, **Vinícius Carvalho Porto**, **Wellington Cardoso Bonachela**. Muito obrigado por me escutarem e dividirem seus ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho**, cientista-coordenador do CIP-I (Centro Integrado de Pesquisas- I), por ceder parte do seu tempo e espaço para a realização dos trabalhos que compõem esta tese. Muito obrigado.

À **Dona Neusa**, secretária (“Chefe”) do CIP-I, ao colega **Prof. Dr. Luiz Marquezini Jr.**, e ao Biólogo **Dr. Marcelo** pelo convívio divertido nesta reta final.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.

Ao **Prof. Dr. Mario Fernando de Góes**, do Departamento de Materiais Dentários, pela cessão de uso do Microscópio Eletrônico de Varredura. Ao técnico do Departamento de Materiais Dentários da FOP, **Adriano Luis Martins**, pela ajuda com as microscopias. Ao pós-graduando, **Dr. Vinícius di Hipólito**, pela ajuda demonstrada sempre que necessário.

Às secretárias do Departamento de Prótese: **Edna, Claudia, Débora**, pelo pronto atendimento e pela paciência nas situações de urgência.

Aos funcionários do Departamento de Prótese: **Marcelo, Reivanildo, Vítor, e Valquíria**.

Aos funcionários da Pós-Graduação: **Cleusa, Giane, Letícia, Margareth**.

Às secretárias da Diretoria da FOB-USP, **Heloísa e Valéria**.

Aos meus colegas de Doutorado: **Ana Lúcia, Eduardo Ayub, Jefferson, Luis Gustavo, Leylha, Marinelli, Marli, Osvaldo, Paulo Fukashi, Renato, Rafael, Ricardo e Tatiany**.

A todos os **colegas** da pós-graduação.

Ao funcionário do Departamento de Endodontia, **Edimauro de Andrade**, pelo auxílio no preparo das amostras para análise em Microscopia Eletrônica de Varredura.

À funcionária do Departamento de Histologia, **Tânia Maria Cestari**, pelo auxílio na realização das fotografias de microinfiltração das amostras.

Aos ceramistas **Luciano Dumalak Salters e Sidnei Martins**, pela amizade, convívio e auxílio em algumas etapas desta pesquisa.

A **CAPES** (Coordenadoria de Aperfeiçoamento Pessoal) pela concessão da Bolsa para realização do Doutorado.

A **FAPESP** (Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo) pela concessão do auxílio financeiro para este trabalho (Processo 04/15613-9).

A todos os **professores** da Faculdade de Odontologia de Bauru que realmente trabalham para manter viva a alma desta instituição.

Ao Professor Dr. Wellington Cardoso Bonachela

e

Professor Dr. Paulo Martins Ferreira,

Mais do que aluno e professor, somos antes de tudo amigos.

Nossas discussões filosóficas ultrapassam a esférica acadêmica: voltam-se para o bem do próximo e para aquilo que outros têm mais chance de realizar.

Vocês me mostraram um mundo de possibilidades. Manter a dignidade é virtude do caráter mesmo nas adversidades. Sou eternamente grato.

Ao meu orientador,

Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro,

Chegamos ao fim de uma longa jornada.

Muito obrigado pelos anos de ensinamento e convivência pacífica.

Você é, sem dúvida, um dos melhores Diretores que já passaram por esta Faculdade.

Que o seu exemplo ilumine a nova geração e projete ainda mais a bandeira da

Universidade de São Paulo em todo o mundo.

Você é um vencedor, nunca se esqueça disto.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xix
LISTA DE TABELAS.....	xxi
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	xxiii
RESUMO.....	xxv
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISTA DA LITERATURA.....	5
2.1. Coroas livres de metal: sistema In Ceram Alumina.....	7
2.2. Adesivos dentinários usados após os preparos para coroas totais: influência na sensibilidade pós-operatória e retenção.....	7
2.3. Microinfiltração x adaptação marginal: fatos científicos.....	8
2.4. Cimentação adesiva no sistema In-Ceram Alumina.....	10
2.5. Outros testes laboratoriais que podem influenciar na longevidade das coroas livres de metal: pressão pulpar simulada, fadiga cíclica/armazenamento, termociclagem.....	11
3. PROPOSIÇÃO.....	15
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	19
4.1. Preparo dos corpos de prova.....	21
4.2. Moldagem e obtenção dos troqueis.....	22
4.3. Confecção e adaptação das coroas totais In-Ceram alumina.....	23
4.4 Cimentação das coroas In-Ceram alumina.....	24
4.5. Experimento 1: Comparação de duas técnicas de microinfiltração...	27
4.5.1. Resultados.....	33

4.5.2. Discussão.....	35
4.6. Experimento 2: Pressão pulpar simulada.....	39
4.6.1. Resultados.....	42
4.6.2. Discussão.....	43
4.7. Experimento 3: Armazenamento em água e fadiga cíclica para verificar a microinfiltração.....	46
4.7.1. Resultados.....	48
4.7.2. Discussão.....	49
4.8. Experimento 4: Influência do armazenamento em água e fadiga cíclica para verificar a integridade marginal.....	53
4.8.1. Resultados.....	58
4.8.2. Discussão.....	58
4.9. Considerações finais.....	61
5. CONCLUSÕES.....	65
ANEXOS.....	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	79
ABSTRACT.....	99

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Características do preparo para coroa In-Ceram alumina.....	22
Figura 2. Cimento Panavia F e sistema adesivo Clearfil SE Bond (Primer e Bond).	26
Figura 3. Cimento RelyX ARC e sistema adesivo Adper Single Bond 2.....	26
Figura 4a. (Vista oclusal). (Esquerda). Aplicação de três camadas de verniz em metade da extensão total da interface dente-cimento-coroa (entre as setas brancas). Figura 4b. (Centro). Formação das técnicas GA e GB. Figura 4c. (Direita). Obtenção de quatro fatias numeradas em seqüência.....	29
Figura 5. Padrão de microinfiltração para o conjunto Panavia F/Clearfil SE Bond. Corpo de prova 2M, fatia 2. A figura da esquerda representa o lado controle (GB) mostrando a microinfiltração. A figura da direita representa o lado experimental (GA) sem microinfiltração. Aumento original 20X.....	30
Figura 6. Padrão de microinfiltração para o conjunto Panavia F/Clearfil SE Bond. Corpo de prova 19M, fatia 3. Não houve microinfiltração tanto no lado controle GB (esquerda) como no lado experimental GA (direita). Aumento original 20X...	30
Figura 7. Padrão de microinfiltração para o conjunto RelyX ARC.Single Bond 2. Corpo de prova 5M, fatia 3. O lado esquerdo representa o grupo experimental (GA) com microinfiltração. O lado direito representa o grupo controle (GB) também com microinfiltração. Aumento original 20X.....	31
Figura 8. Padrão de microinfiltração para o conjunto Panavia F/Clearfil SE Bond. Corpo de prova 2M, fatia 3. O lado esquerdo representa o grupo controle (GB) com microinfiltração. O lado direito representa o grupo experimental (GA) sem microinfiltração. Aumento original 20X.....	31
Figura 9. Desenho esquemático da medida da abertura marginal (b).....	32
Figura 10. Estabelecimento da pressão pulpar simulada nas amostras.....	40
Figura 11. (Esquerda) cimentação das coroas com os preparos conectados ao dispositivo de pressão (setas escuras). (Direita) corante aplicado com o dispositivo de pressão em função.....	42
Figura 12. (Esquerda) Máquina de fadiga cíclica. (Direita) Corpos de prova imersos em água deionizada 37°C para o teste.....	48
Figura 13. Molde (esquerda) da extensão total da interface dente-cimento-coroa e resina epóxica já polimerizada no interior do molde (direita).....	55
Figura 14. Réplica de uma das metades já fixada no “stub” (esquerda). Réplica metalizada (direita).....	55

Figura 15. Fotomicrografias das interfaces dente-coroa-cimento mostrando integridade marginal de 100% para os conjuntos REL-SB (amostra 10 – lado esquerdo) e PAN-SE (amostra 03 – lado direito). Teste realizado sem armazenamento/ sem fadiga cíclica.....	56
Figura 16. Fotomicrografias das interfaces dente-coroa-cimento mostrando perda de parte da integridade marginal (áreas radiolúcidas nas linhas de cimento) para os conjuntos REL-SB (amostra 17 – lado esquerdo) e PAN-SE (amostra 15 – lado direito). Teste realizado sem armazenamento / com fadiga cíclica.....	56
Figura 17. Fotomicrografias das interfaces dente-coroa-cimento mostrando perda de integridade marginal (áreas radiolúcidas) para os conjuntos REL-SB (amostra 41 – lado esquerdo) e PAN-SE (amostra 31 – lado direito). Teste realizado com armazenamento/sem fadiga cíclica.....	57
Figura 18. Fotomicrografias das interfaces dente-coroa-cimento mostrando perda de parte da integridade marginal (áreas radiolúcidas) para o conjunto REL-SB (amostra 28 – lado esquerdo). Para o conjunto PAN-SE (amostra 25 – lado direito) trincas podem ser observadas ao longo da linha de cimentação. Teste realizado com armazenamento/com fadiga cíclica.....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Agentes cimentantes, adesivos e protocolos de uso.....	24
Tabela 2. Escores de microinfiltração segundo Tjan et al.....	29
Tabela 3. Médias e desvios-padrão dos escores de microinfiltração.....	33
Tabela 4. Médias e desvios-padrão da abertura marginal (em micrometros).....	34
Tabela 5. Porcentagem dos escores de microinfiltração para a combinação PAN-SE.....	34
Tabela 6. Porcentagem dos escores de microinfiltração para a combinação REL-SB.....	34
Tabela 7. Divisão dos grupos.....	39
Tabela 8. Valores médios e desvio-padrão para os escores de microinfiltração.....	42
Tabela 9. Valores médios e desvio-padrão da abertura marginal (em micrometros).....	43
Tabela 10. Divisão dos grupos.....	47
Tabela 11. Valores médios e desvio-padrão da microinfiltração.....	49
Tabela 12. Valores médios e desvio-padrão da abertura marginal (em micrometros).....	49
Tabela 13. Valores de integridade marginal (%).....	58
Tabela 14. Valores individuais de abertura marginal (em micrometros) e médias das quatro fatias.....	71
Tabela 15. Valores individuais e médias de microinfiltração marginal para os dois grupos nas quatro fatias.....	72
Tabela 16. Valores individuais de abertura marginal (em micrometros).....	73
Tabela 17. Valores individuais de microinfiltração marginal.....	74
Tabela 18. Valores individuais de abertura marginal (em micrometros).....	75
Tabela 19. Valores individuais de microinfiltração (em micrometros).....	76
Tabela 20. Valores individuais de integridade marginal (%).....	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

H_2F_2 = ácido fluorídrico ou hidrofluórico

H_2O = água

H_2SiF_6 = ácido fluorsilícico, silicofluórico ou hidrofluorsilícico

BEPDMA = Bis p-3-etoximetacriloxi-2-hidroxi propoxifenilmetano

Bis-GMA = bisfenolglicidilmetacrilato

DMA = dimetacrilato

cm = centímetro

$^{\circ}C$ = graus Celsius

HEMA = hidroxietilmetacrilato

Hz = Hertz

Kg = kilograma

KPa = kilopascal

10-MDP = metacrilóioxidecil dihidrogêniofosfato

MPa = Megapascal (MN/m^2)

μm = micrometro

mm = milímetro

PAN-SE = Panavia F/Clearfil SE Bond

% = porcentagem

REL-SB = RelyX ARC/ Adper Single Bond 2

s = segundo

SiO_2 = óxido de sílica

RESUMO

RESUMO

Objetivos: verificar a influência da técnica de microinfiltração, pressão pulpar simulada, armazenamento e fadiga cíclica na microinfiltração e integridade marginal das coroas In-Ceram alumina. **Material e métodos:** Dentes pré-molares superiores humanos de dimensões semelhantes receberam preparos para coroa total com 4mm de altura, 6 graus de convergência e 2mm de desgaste axial e oclusal. Coroas de In-Ceram alumina com 0,5mm de espessura foram obtidas e cimentadas com Panavia F/Clearfil SE Bond (PAN-SE) e/ou Rely XARC/Adper Single Bond 2 (REL-SB). Quatro hipóteses foram testadas: 1) Ausência de diferença na microinfiltração entre uma nova técnica sugerida para verificar a microinfiltração, quando comparada à técnica convencional, 1.1) Verificar se a nova técnica é adequada para estudos laboratoriais de microinfiltração, 2) A pressão pulpar simulada (15cmH₂O) não altera a microinfiltração; 3) O armazenamento (90 dias) / fadiga cíclica (500.000 ciclos, 2Hz, 5kg) não têm influência na microinfiltração marginal e 4) O armazenamento/fadiga cíclica não influenciam a integridade marginal das coroas. Grupos controle foram constituídos em todos os experimentos. **Resultados:** 1) Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi detectada entre as duas técnicas testadas para analisar a microinfiltração dentro de cada conjunto cimento/adesivo ($p>0,05$); 2) A pressão pulpar simulada alterou significativamente a microinfiltração nos conjuntos PAN-SE (Mann-Whitney, $p=0,025$) e REL-SB (Mann-Whitney, $p=0,014$); 3) O armazenamento em água (Mann-Whitney, $p=0,032$) e armazenamento/fadiga cíclica (Mann-Whitney, $p=0,008$) aumentaram significativamente a microinfiltração no conjunto PAN-SE; 4) A perda de integridade marginal foi de 4% e 10% nos conjuntos REL-SB e PAN-SE, respectivamente. **Conclusões:** 1) não houve diferença na microinfiltração entre uma nova técnica

sugerida para verificar a microinfiltração, quando comparada à técnica convencional, 1.1) A nova técnica parece adequada para estudos laboratoriais de microinfiltração; 2) O uso da pressão pulpar alterou significativamente os valores de microinfiltração para os dois cimentos/adesivos; 3) O armazenamento/fadiga cíclica mostrou influência na microinfiltração para o cimento Panavia F; 4) O armazenamento/fadiga cíclica não tiveram influência estatisticamente significativa na integridade marginal dos cimentos/adesivos testados.

Palavras-chave: cerâmica, óxido de alumínio, infiltração dentária, polpa dentária, cimentos de resina, fadiga, armazenamento em água, pressão da água.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos 20 anos, novos materiais cerâmicos de alta resistência têm sido desenvolvidos para suportar o ambiente destrutivo e corrosivo da cavidade oral. A estética, biocompatibilidade, e resistência melhorada são em parte responsáveis pelo sucesso destas coroas de cerâmica pura. De acordo com estudos a curto prazo, as falhas biológicas e mecânicas relatadas são menores do que as encontradas nos sistemas metalocerâmicos.⁵⁰ Entretanto, a possibilidade de falha catastrófica ainda existe, sendo sua detecção clínica inicial imprevisível.

Do ponto de vista estrutural, as ligações covalentes encontradas nos óxidos metálicos que fazem parte da composição das cerâmicas são responsáveis pelo seu alto módulo de elasticidade e friabilidade. Ainda, defeitos internos são introduzidos nas cerâmicas durante sua confecção ou tratamento superficial, diminuindo sua longevidade.¹⁴⁷ Além disso, o material de reconstrução coronária possui grande influência no comportamento final da cerâmica.¹⁴⁸ Por fim, mesmo que a cimentação adesiva seja preconizada, algumas combinações têm se mostrado ineficazes.

A mídia não especializada vende sistemas cerâmicos puros como solução estética em todos os casos. A fim de garantir a satisfação do paciente, é preciso conhecer a influência das variáveis clínicas e laboratoriais na sobrevida das coroas de In-Ceram alumina. Fatores como a pressão pulpar, armazenamento e fadiga cíclica teoricamente seriam capazes de influenciar o grau de microinfiltração e a integridade marginal, contribuindo para a formação de cárie, descoloração, fratura e fracasso destas restaurações.

REVISTA DA LITERATURA

2. REVISTA DA LITERATURA

2.1. Coroas livres de metal: sistema In-Ceram alumina

A introdução do sistema In-Ceram marcou o início de uma nova era para as coroas ocas de cerâmica. Até então, as tentativas de trocar o suporte metálico (infra-estrutura) pela cerâmica pura resultavam em fracasso: as cerâmicas a base de sílica, reforçadas com leucita ou vítreas não apresentavam resistência mecânica adequada.¹⁻⁶ O sistema In-Ceram utiliza o princípio de construção da infra-estrutura composta de um material cristalino (Al_2O_3), que ganha sua resistência pela infiltração subsequente da matriz vítrea. Este apresenta uma resistência flexural de 450MPa, excelente compatibilidade de cor com os dentes naturais, e uma taxa de sucesso clínico e laboratorial documentada na literatura por mais de 20 anos.⁷⁻²³

2.2. Adesivos dentinários usados após os preparos para coroas totais: influência na sensibilidade pós-operatória e retenção

Existem cerca de 20.000 túbulos dentinários por mm^2 na região periférica dentinária.²⁴ Este número, por exemplo, torna-se mais significativo em função da área axial mínima preparada num molar (cerca de $100mm^2$).²⁵ Então, os túbulos dentinários devem ser selados efetivamente pois: 1) a “smear layer” formada permite o ingresso de bactérias e produtos tóxicos oriundos da saliva^{26,27}; 2) as conseqüências da contaminação bacteriana podem levar anos para se manifestar, até que a polpa sucumba ao insulto que resulta em sintomas clinicamente detectáveis²⁸; 3) as coroas provisórias são usadas por tempo considerável e a adaptação marginal torna-se inadequada,²⁹ e 4) os cimentos provisórios utilizados permitem microinfiltração marginal considerável.³⁰ Para diminuir a sensibilidade pós-operatória, uma suspensão

de hidróxido de cálcio seguida de verniz cavitário tem sido recomendada.³¹ Entretanto, algumas pesquisas demonstram que o verniz possui alta solubilidade em função do tempo.²⁶ Para isto, foram propostas substâncias resinosas que selariam e ao mesmo tempo forneceriam adesão à restauração.²⁷ Infelizmente, existem poucos estudos clínicos nesta linha de pensamento.^{36,37} Mesmo assim, um selamento efetivo depende não apenas da composição do adesivo, mas também da qualidade e molhamento da dentina³²⁻³⁵, fatores de difícil controle na prática clínica. Ao mesmo tempo, é preciso escolher a combinação certa adesivo/cimento para não prejudicar a retenção das coroas nos preparos,³⁸⁻⁴² em função de diversos fatores como: acidez dos monômeros resinosos nos adesivos dentinários simplificados (1 e 2 passos) que neutralizam as aminas terciárias necessárias à polimerização adequada dos cimentos¹⁷⁰, e alguns adesivos que atuam como membranas semi-permeáveis, gerando canais de água que comprometem a integridade do cimento.⁸⁴⁻⁸⁶

2.3. Microinfiltração x adaptação marginal: fatos científicos

Na impossibilidade de replicar a junção natural entre a coroa e raiz, toda restauração vai apresentar um grau de microinfiltração com o passar do tempo. Como todo processo de cimentação gera um assentamento oblíquo⁵⁵ e existem cimentos solúveis em água, surge uma hipótese de que o grau de adaptação seria diretamente proporcional a microinfiltração observada. Entretanto, estudos têm mostrado que a microinfiltração em coroas metalocerâmicas até o presente momento não está relacionada com o grau de adaptação marginal, tanto “in vivo” com “in vitro”^{43,46,47,53,72}, sendo isto observado também nas coroas puras de cerâmica.^{52,65-67,73-75}

Nenhuma relação forte tem sido mostrada entre a adaptação e microinfiltração.^{43,44} O fosfato de zinco apresenta escores elevados de infiltração

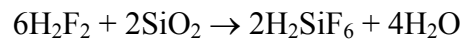
quando comparado aos cimentos ionoméricos e resinosos. Uma hipótese é que sua solubilidade elevada acelera o processo de dissolução química.⁴⁵ Entretanto, mesmo com esta desvantagem, os relatos clínicos mostram taxas de sobrevivência positivas para as coroas totais cimentadas com fosfato de zinco.⁴⁶⁻⁵⁰ Por outro lado, os cimentos adesivos são insolúveis, menos biocompatíveis e menos bacteriostáticos. Os cimentos resinosos ou os ionoméricos modificados por resina mostram valores muito baixos de microinfiltração *in vitro*^{43,44,52-54,65-67}, mas a sua taxa de sobrevivência *in vivo* ainda não foi publicada.⁵¹

Existem alguns fatores que podem explicar a relação fraca entre adaptação marginal e microinfiltração: 1) a primeira lei da difusão de Fick⁵⁶, onde a taxa de dissolução do cimento (microinfiltração) não depende da quantidade de cimento exposta (adaptação marginal); 2) na verdade, os testes de microinfiltração medem a “capacidade de selamento ao longo da interface dente-cimento”⁵⁷, e esta interface independe do grau de adaptação marginal; 3) a sorção de água leva à expansão dos cimentos resinosos, fechando as margens defeituosas e diminuindo a microinfiltração; e 4) o tipo de agente cimentante e grau de adaptação não são fatores exclusivos no ambiente oral para determinar a microinfiltração.

Mesmo assim, a microinfiltração marginal pode ser potencializada ou provocada por margens deficientes, proveniente da falta de interação entre a coroa e o agente cimentante (utilizado com ou sem sistema adesivo). Embora o aperfeiçoamento dos sistemas cerâmicos e a utilização de cimentos resinosos com baixa solubilidade e melhor adesão tenham popularizado as coroas livres de metal,⁵¹ a escolha e utilização incorreta do conjunto cimento/sistema adesivo podem comprometer o resultado final.

2.4. Cimentação adesiva no sistema In-Ceram alumina

Para as cerâmicas feldspáticas ou a base de sílica, o condicionamento com ácido hidrofúorídrico seguido da aplicação de um silano é um procedimento comum e clinicamente comprovado.⁵⁹ Historicamente, a introdução deste processo na odontologia deve-se ao professor John R. Calamia, da Universidade de Nova Iorque, numa tentativa de obter uma adesão duradoura dos laminados cerâmicos ao esmalte.⁶⁰ A partir de uma concentração diluída do ácido, esta reação química só ocorre nas cerâmicas a base de sílica ou vidro, conforme a seguinte equação:



Entretanto, esta reação certamente não ocorre em cerâmicas a base de alumina (conteúdo de sílica <15% em peso)⁶¹ ou zircônia.⁵⁸ (onde o óxido serve como matriz e não como reforço), devido à menor quantidade de sílica exposta. Mesmo assim, uma meta-análise verificou que a taxa de sobrevivência clínica e a resistência à fratura são maiores quando se opta pela cimentação adesiva.⁶² O jateamento com partículas de diamante, óxido de alumina 50µm ou 100µm, e o uso de sílica triboquímica/silano⁶³ fornecem valores significativos da ordem de 20MPa ou mais⁶⁸⁻⁷⁰. Uma observação interessante é que estes valores podem ser aumentados ou não em função da combinação cimento/adesivo/silano, já que alguns adesivos (que contém a molécula do MDP) são capazes de unir-se quimicamente aos óxidos de sílica ou zircônia.⁶⁴ Segundo alguns autores, o papel do silano seria o de provocar um “remolhamento” na superfície da alumina jateada^{68,71}, sendo este aspecto ainda não comprovado.

2.5 Outros testes laboratoriais que podem influenciar na longevidade das coroas livres de metal: pressão pulpar simulada, fadiga cíclica/armazenamento, termociclagem

Estudos na literatura mostram que a permeabilidade dentinária “in vivo” é menor do que a permeabilidade “in vitro”⁷⁶⁻⁷⁹ e que a aplicação de anestesia com vasoconstritor diminui a quantidade de fluido dentinário que aflora para a superfície⁸⁰, fazendo com que a pressão aproxime-se do zero. Ainda, após o condicionamento ácido sob pressão pulpar simulada “in vitro”, as gotículas de água levam mais tempo para aflorar na superfície, e a dentina age como uma esponja⁸¹ facilitando a penetração do adesivo. Sob pressão pulpar simulada, existe uma melhora significativa da força de união entre o agente cimentante e as paredes do preparo para coroa total, provavelmente em função do selamento marginal dado pela coroa e da pressão negativa criada dentro dos túbulos dentinários⁸². Provavelmente, estes aspectos também podem influenciar o grau de microinfiltração marginal em coroas totais, e estudos desta natureza ainda não foram publicados. O fato torna-se relevante porque novos sistemas cerâmicos, cimentos e adesivos dentinários são introduzidos no mercado e utilizados “in vivo”, sendo que a maioria dos profissionais considera apenas os resultados estéticos imediatos. Além disso, os estudos de condutância hidráulica mostram que a capacidade de selamento dos adesivos comercialmente disponíveis não é maior do que a da própria “smear layer”.^{34,83} Alguns sistemas adesivos comportam-se como membranas semi-permeáveis, gerando canais de água que se unem e rompem na interface adesivo-cimento.^{84,85} Então, isto pode levar a degradação do agente cimentante mesmo antes que a coroa definitiva seja colocada em função.⁸⁶

Além dos fatores citados acima, o armazenamento e a fadiga cíclica podem ter alguma influência na qualidade marginal e microinfiltração. Para as coroas puras de cerâmica, a literatura tem publicado apenas os efeitos da fadiga na ocorrência de trincas, propagação das fraturas, ou na resistência à compressão.^{7-9,87} Estudos do efeito da fadiga sobre a microinfiltração e qualidade marginal ainda são escassos.^{52,65} Teoricamente, as cargas compressivas geradas nas margens das coroas sob fadiga fechariam as fendas na interface dente-restauração.¹⁶³ Porém, não se sabe ainda como isto afetaria a qualidade marginal, ou se o armazenamento prévio refletiria um “envelhecimento” precoce das margens.

O último fator que pode ter uma influência na longevidade das coroas cimentadas é a termociclagem. As restaurações são submetidas aos extremos de temperaturas frias e quentes, numa tentativa de simular o estresse térmico ocorrido na cavidade oral.⁸⁸⁻⁹² Tem se tornado prática incluir a termociclagem em estudos de microinfiltração e/ou fadiga cíclica. Recentemente, um estudo *in vivo* mostrou que as temperaturas máxima e mínima estão aquém dos valores de laboratório e podem estressar em excesso as restaurações.⁹³ Entretanto, quando os espécimes são submetidos a estas temperaturas por longos períodos, o significado clínico da termociclagem é incerto. O número de ciclos, o valor da temperatura, o tempo de permanência em cada temperatura, e o tempo de troca varia muito entre os investigadores, não existindo uma metodologia universal⁹⁴ para emprego da ciclagem térmica. Além disso, nunca foi demonstrado que este teste de ciclagem é relevante para as falhas clínicas.⁹⁵ Portanto, os resultados devem ser considerados como comparações e não conclusões absolutas.

Outra consideração importante é o fato de um grupo controle (sem termociclagem) estar ausente na maioria dos estudos de microinfiltração em coroas

totais.^{43,52-54,65,72,75,96-99,101} Isto não descarta a possibilidade da microinfiltração ser igual nos grupos não submetidos ao estresse térmico. Entretanto, um trabalho recente usou grupo controle e experimental, mas com tempos de armazenamento diferentes (3 e 150 dias, respectivamente), o que pode ter provocado uma diferença estatisticamente significativa.¹⁰²

A influência da termociclagem também tem sido pesquisada nos desenhos experimentais que não envolvem coroas totais, particularmente em corpos de prova construídos como “sanduíches” de cerâmica, ou de cerâmica unida à resina composta e/ou cimento resinoso. O cisalhamento da interface é a maneira mais usada para testar a resistência adesiva. Novamente, alguns experimentos não possuem um grupo controle para termociclagem^{68,69}. Porém, um estudo⁷⁰ realizou os testes em condições secas e após a termociclagem, mostrando que esta diminui os valores de resistência adesiva em todas as condições testadas (condicionamento ácido, abrasão a ar, e sílica triboquímica). Entretanto, esta diminuição não é tão crítica quando a superfície recebe sílica triboquímica (passando de 20MPa para 15MPa).

Como o objetivo final de toda restauração de cerâmica pura é apresentar bom comportamento clínico a longo prazo, o cirurgião-dentista deve procurar controlar os fatores que estão sob seu domínio, como a adaptação da restauração, procedimentos adesivos, cimentação, oclusão, etc. Embora a simulação destes parâmetros em laboratório seja complexa e demorada, ela é importante para corroborar com os achados clínicos e melhorar a performance dos sistemas de cerâmica pura que são introduzidos ou já existem no mercado.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como proposição testar as seguintes hipóteses:

1) verificar se existe ausência de diferença na microinfiltração entre uma nova técnica sugerida para verificar a microinfiltração, quando comparada à técnica convencional;

1.1) verificar se a nova técnica é adequada para estudos laboratoriais de microinfiltração;

2) verificar se a pressão pulpar simulada (15cmH₂O) não altera a microinfiltração;

3) verificar se o armazenamento (90 dias) / fadiga cíclica (500.000 ciclos, 2Hz, 5kg) não têm influência na microinfiltração marginal;

4) verificar se o armazenamento/fadiga cíclica não influenciam a integridade marginal das coroas.

MATERIAL E MÉTODOS

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Preparo dos corpos de prova

Para todos os experimentos e seleção dos dentes, os procedimentos de obtenção das coroas e de cimentação foram os mesmos.

Assim, foram utilizados dentes pré-molares superiores humanos de dimensões semelhantes, sem lesões cariosas, extraídos em função de indicação para tratamento ortodôntico. Os dentes foram limpos, armazenados em água deionizada e montados em anéis de PVC (Tigre do Brasil, São Paulo, Brasil) com resina acrílica incolor autopolimerizável (Vip Flash Incolor, Pirassununga, São Paulo, Brasil, pó lote n.º. 5222, líquido lote n.º. 5657), deixando a coroa clínica exposta 2mm acima da junção cimento-esmalte. Todos os dentes receberam preparos totais para coroas totais em cerâmica (Sistema In-Ceram Alumina). Uma matriz feita com silicóna de condensação (Zetalabor; Rovigo, Itália, base lote n.º.19005, catalisador lote n.º. 13089) foi usada para controlar a profundidade do desgaste. Uma broca diamantada (n.º. 2136, Microdont, Socorro, São Paulo, Brasil, lote n.º.12001) foi utilizada para atingir 6 graus de ângulo de convergência, criando um ombro circunferencial arredondado em 90 graus localizado na junção cimento-esmalte, com redução oclusal e axial de 2mm. A altura ocluso-gengival foi padronizada em 4mm com auxílio de um paquímetro (Digimess, Shinko Precision Gaging Ltd., China). Todos os ângulos internos foram arredondados. (Fig. 1).

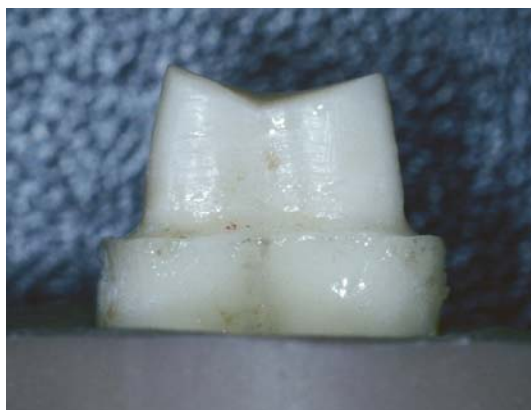


Figura 1. Características do preparo para coroa In-Ceram alumina.

4.2. Moldagem e obtenção dos troquéis

Todos os preparos foram moldados com hidrocolóide irreversível (Hydrogum, Zermack, Rovigo, Itália, lote n^o. A2137B) e vazados em gesso pedra melhorado (Fuji Rock EP, GC Europe, Leuven, Bélgica, lote n^o. 20000511-1). Uma camada uniforme de cera foi aplicada nas paredes oclusal e axiais em cada preparo e acima do término cervical, para a confecção de moldeiras acrílicas individuais com 2mm de espessura. Depois, as moldeiras foram recortadas e adaptadas em cada preparo. As moldagens foram realizadas com silicona de adição densa colocada na moldeira e o material leve foi injetado ao redor dos dentes¹¹ (Addflow; S.S.White, Rio de Janeiro, Brasil, massa densa lote n^o. 05735, pasta fluída lotes n^{os}. 002 e 003). O vazamento dos moldes foi realizado após 2 horas, seguindo-se as recomendações do fabricante. Os troquéis foram obtidos em gesso especial tipo IV (Vel-mix; Kerr, Romulus, Michigan, EUA, lote n^o. 3-22295) e rigorosamente inspecionados (Lupa Frontal 4X, BioArt, São Carlos, São Paulo, Brasil), sendo descartadas as réplicas consideradas inadequadas.

4.3. Confeção e adaptação das coroas totais de In-Ceram Alumina

Os troquéis foram duplicados em laboratório e vazados com gesso especial, sobre os quais foi aplicada uma suspensão fina de grãos de Al_2O_3 (In-Ceram Vita Zahnfabrik, Bad Sacking, Alemanha, lote no. 7888). Este material foi levado ao forno para sinterização a seco, elevando-se a temperatura ambiente até 120°C , durante 6 horas. A seguir, durante 2 horas, passou-se à temperatura de 120 para 1120°C , sendo mantida por mais 2 horas. Assim, obteve-se uma infra-estrutura com a dureza de um giz. Feitos os ajustes até a espessura de 0,5mm, foi aplicado o pó de vidro especial da cor dos dentes e o material retornou ao forno, durante 4 horas, à temperatura de 1120°C , para infiltração do vidro entre as partículas de Al_2O_3 .

Todas as coroas foram limpas com jatos de esfera de vidro, adaptadas nos troquéis e depois nos dentes preparados. Para detectar áreas ou ponto de atrito que impediriam o assentamento das coroas nos preparos, empregou-se líquido evidenciador de contato (Art Spot 2 red BK86, Jean Bausch, Koln, Alemanha, lote n^o. 74002), aplicado com auxílio de um pincel pelo de marta n^o 00 (Tigre do Brasil, Osasco, São Paulo) nas paredes internas das coroas. Estas áreas foram removidas com broca diamantada esférica n^o02 (KG-Sorensen, Barueri, São Paulo), em alta rotação e sob refrigeração constante. Este procedimento foi repetido até que uma película uniforme de evidenciador fosse observada. A adaptação final foi considerada aceitável quando a sonda exploradora n^o05 (S.S.White, Rio de Janeiro, Brasil) não detectou qualquer discrepância na interface dente-coroa.

4.4 Cimentação das coroas de In-Ceram alumina

Para a cimentação, foram utilizados os seguintes cimentos e adesivos: Panavia F/Clearfil SE Bond e Rely X ARC/Adper Single Bond (Tabela 1) (Figs. 2 e 3).

Tabela 1. Agentes cimentantes, adesivos e protocolos de uso.

Cimentos	Conteúdo	Lote	Composição	Protocolo
Panavia F				
Presa dual	Pasta A	00243A	BPEDMA/MDP/DMA/sílica/sulfato de bário/dibenzoilperóxido	Misture as pastas A e B por 20s e aplique
	Pasta B	00138A	<i>N,N</i> -dietanol- <i>p</i> -toluidina/sílica, fluoreto de sódio, fotoiniciador	
	Oxiguard II	00499A	Polietilenoglicol/glicerina/sódio gel de benzenosulfonato	
Clearfil SE Bond	Primer	00522A	HEMA, dimetacrilato hidrofílico, 10-MDP, canforoquinona, água, sílica silanizada, bis-GMA	Aplique e deixe por 20s
	Bond	00736A	Sílica silanizada, bis-GMA, HEMA, hydrophilic dimetacrilato hidrofílico, 10-MDP, toluidina, canforoquinona	Aplique e foto-ative por 10s
RelyX ARC presa dual	Pastas	EHFE	Bis-GMA, TEGDMA, Polímero dimetacrilato, Vidro zirconia/sílica (67,5% em peso), iniciadores químicos e fotoiniciadores	Misture as pastas por 20s e aplique
Adper Single Bond 2	Adesivo	5CL	bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, co-polímero do ácido polialquenóico, iniciadores, água e etanol	Aplique 2-3 camadas, foto-ative por 10s

Antes da cimentação, os preparos foram limpos com mistura de água e pedrapomes (Asfer Indústria Química Ltda., lote nº. 4207), lavados e secos por 30 segundos. Depois, todos os preparos foram condicionados com ácido fosfórico 37% (Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil, lote nº. 372221) por 15 segundos, lavados e secos, sem dessecá-los. Os adesivos foram utilizados segundo as recomendações dos fabricantes. As coroas receberam em sua superfície interna jatos de óxido de alumínio 100 μ m (Pasom, Indústria e Comércio de Materiais Odontológicos, São Paulo, Brasil, sem especificação de lote).

Após o proporcionamento e espatulação, uma fina camada de cimento foi aplicada com um pincel nº00 nas paredes internas das coroas que foram assentadas inicialmente com pressão digital e mantidas sob uma carga estática de 5kg por 10 minutos. Os excessos de cimento foram removidos com um micropincel (Microbrush Corporation, Grafton, Wisconsin, EUA, lote nº. 122882). As margens mesial, distal, vestibular e lingual foram foto-ativadas a uma distância de 1mm por 40 segundos (Dental Curing Light, Bisco Inc., Schaumburg, Ill, EUA, lote nº. 0100004892) com intensidade de 400mW/cm², checada periodicamente com um radiômetro (Optilux radiometer model 110, Kerr Corporation, Danbury, Connecticut, EUA, número de série 143003). Para o cimento Panavia F, o Oxiguard II (lote nº 00499A) foi aplicado ao redor de toda a coroa e mantido por 3 minutos, lavado e seco.

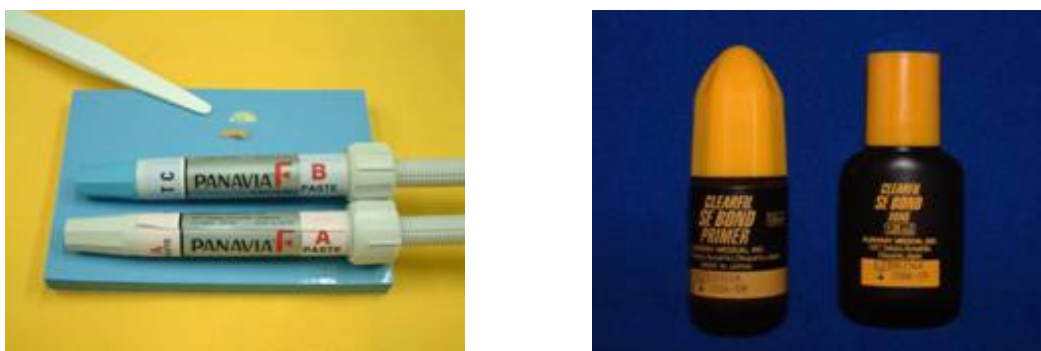


Figura 2. Cimento Panavia F e sistema adesivo Clearfil SE Bond (Primer e Bond).

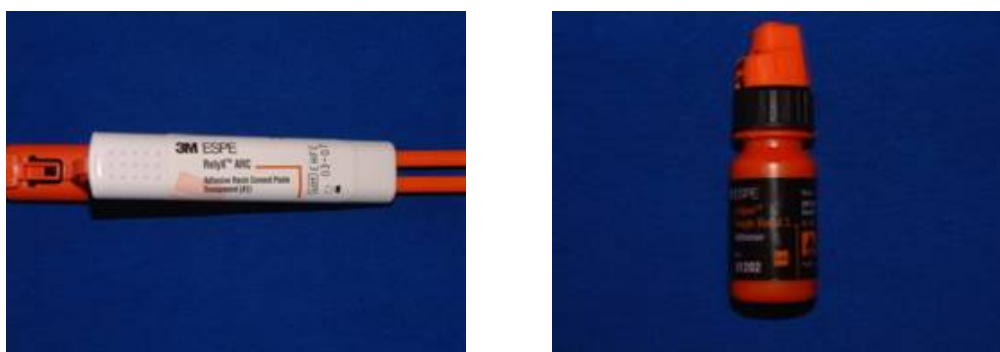


Figura 3. Cimento Rely X ARC e sistema adesivo Adper Single Bond 2.

Vinte e quatro horas após a cimentação, as margens das coroas foram polidas com discos flexíveis (Soflex Pop-on, 3M, St. Paul, Minn, EUA, lote n°. 08012) em baixa velocidade e armazenadas por 24 horas em água deionizada a 37°C e 100% de umidade.

As coroas cimentadas foram removidas dos cilindros de PVC e limpas em ultra-som (Thornton T50, Inpec Electronics, Vinhedo, São Paulo, Brasil) por 10 minutos.

4.5. Experimento 1: Comparação entre duas técnicas de microinfiltração

O modo de quantificação da microinfiltração apresenta grande variação na literatura, sendo que as margens das coroas podem ficar em contato com a solução evidenciadora variando-se o tempo de 4 a 72 horas ou mais. Dado que a partícula do corante é infinitamente menor do que a interface dente-cimento-coroa, e que sua qualidade não é alterada após o corte das amostras, técnicas que visem a obtenção imediata dos resultados de microinfiltração diminuindo o tempo de imersão seriam vantajosas.

Assim, este trabalho teve como hipótese verificar se existe ausência de diferença na microinfiltração entre uma nova técnica sugerida para verificar a microinfiltração, quando comparada à técnica convencional;

Neste experimento, foram utilizados dois grupos com dez dentes cada para cada cimento. Dentro de cada grupo e no mesmo corpo de prova, foram utilizadas duas técnicas de infiltração (GA e GB). Metade da extensão total da interface dente-cimento-coroa (GA) foi coberta com três camadas de verniz de unha (Risque, Nasi, Taboão da Serra, São Paulo, lote n.º. 510399) e a outra metade (GB) permaneceu exposta (Fig. 4a). Após 48 horas (tempo de secagem do verniz), os corpos de prova foram mantidos por 24 horas num recipiente plástico contendo um corante composto de vermelho ácido 52 (rodamina B 1%) (Caries Detector; Kuraray Co, Okayama, Japão, lote n.º. 0530D). Os corpos de prova foram removidos dos recipientes plásticos, lavados e secos por 1 minuto para remover o excesso de corante, embebidos em blocos de resina acrílica incolor autopolimerizável, e armazenados por 24 horas em água deionizada. Depois, o verniz do grupo GA foi removido (Figura 4c) e as coroas seccionadas longitudinalmente três vezes no sentido mesio-distal com um disco diamantado (Extec Diamond Wafering Blade; Extec Co, Enfield, Conn, EUA, ref. n.º.

12205) em baixa velocidade (230rpm), com intervalos de 1mm ao longo das margens, sendo o corte central foi realizado no ponto médio da margem. Quatro secções contendo as técnicas GA e GB foram obtidas para cada coroa dentro de cada grupo (Fig.4c). Assim, quatro leituras de microinfiltração foram realizadas para cada subgrupo, num total de oito leituras para cada coroa. Depois, os cortes foram limpos em ultra-som por 3 minutos. Na técnica GA, o corante foi aplicado na porção interna da coroa e ao longo da interface dente-cimento por 15 segundos, lavado e seco delicadamente com papel absorvente e os padrões de microinfiltração foram registrados com um microscópio digital em 120 vezes de aumento (Microscope BeautyCam; Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). Fotografias representativas destes padrões foram feitas numa lupa estereoscópica com máquina acoplada (Stemi 6V, Carl Zeiss, Germany) (Figs. 5 a 8). A microinfiltração foi classificada segundo o método descrito por Tjan et al⁵³. (Tabela 2).

Tabela 2. Escores de microinfiltração segundo Tjan et al.⁵³

0=sem microinfiltração

1=microinfiltração até um terço da parede axial

2=microinfiltração até dois terços da parede axial

3=microinfiltração em toda extensão da parede axial

4=microinfiltração sobre a superfície oclusal

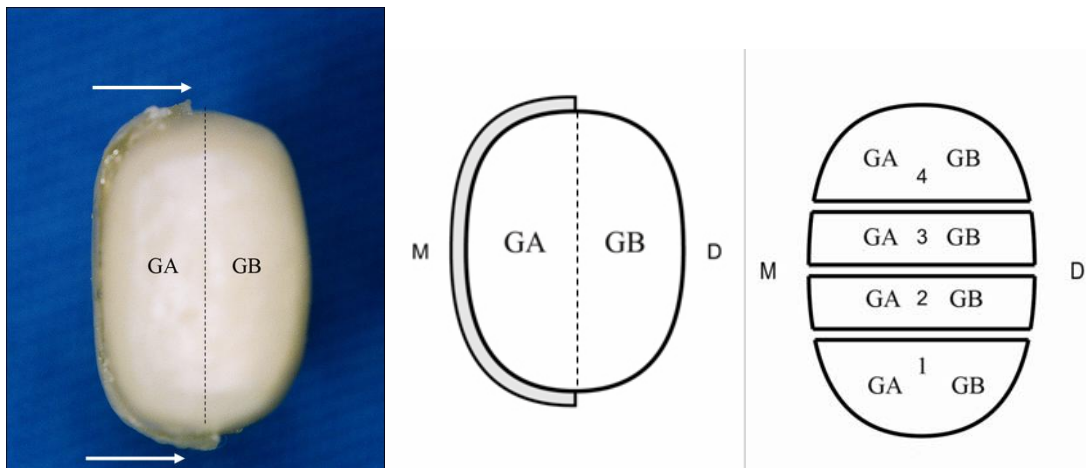


Figura 4a. (Vista oclusal) (Esquerda). Aplicação de três camadas de verniz em metade da extensão total da interface dente-cimento-coroa (entre as setas brancas). Figura 4b. (Centro) Formação das técnicas GA e GB. Figura 4c. (Direita) Obtenção de quatro fatias numeradas em seqüência.

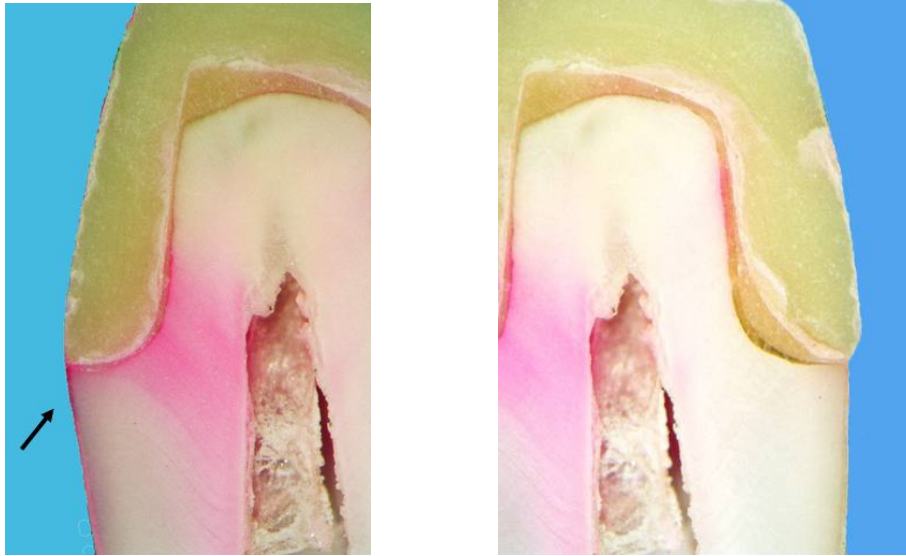


Figura 5. Padrão de microinfiltração para o conjunto Panavia F/Clearfil SE Bond. Corpo de prova 2M, fatia 2. A figura da esquerda representa o lado controle (GB) mostrando a microinfiltração. A figura da direita representa o lado experimental (GA) sem microinfiltração. Aumento original 20X.

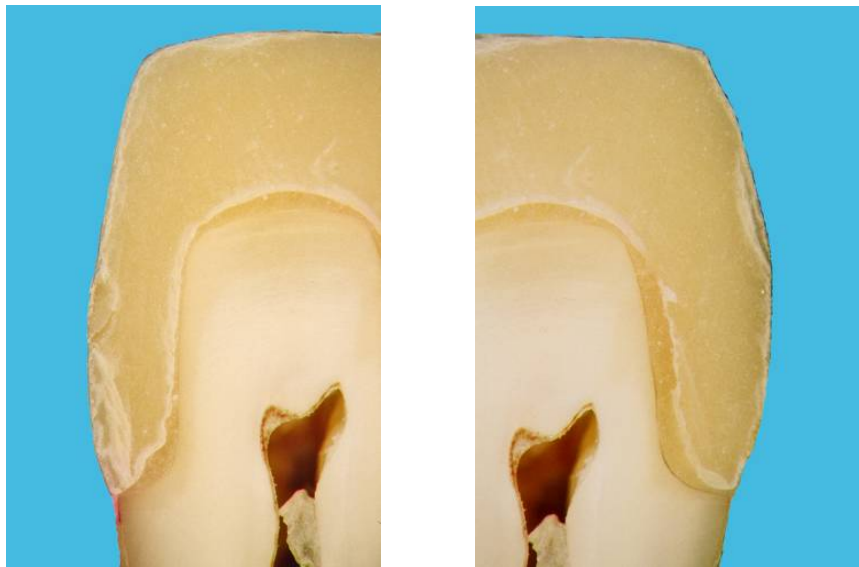


Fig.6. Padrão de microinfiltração para o conjunto Panavia F/Clearfil SE Bond. Corpo de prova 19M, fatia 3. Não houve microinfiltração tanto no lado controle GB (esquerda) como no lado experimental GA (direita). Aumento original 20X.

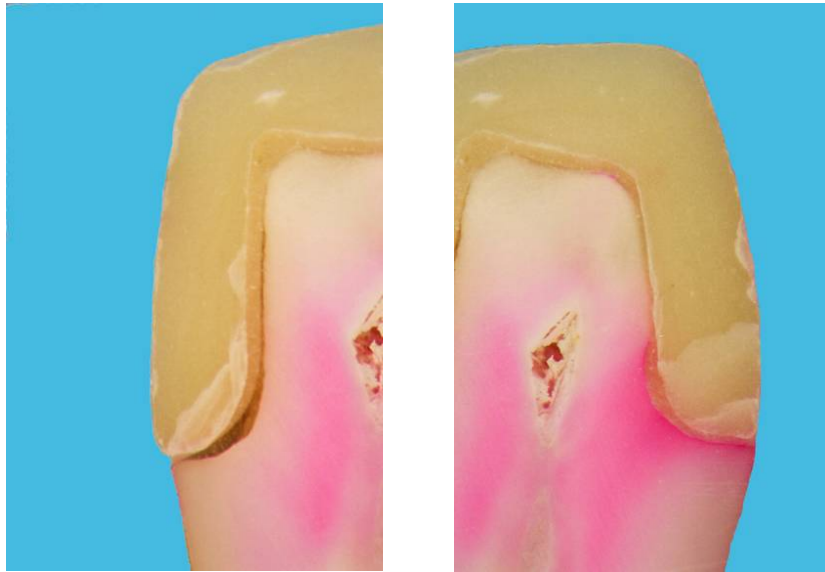


Fig.7. Padrão de microinfiltração para o conjunto RelyX ARC.Single Bond 2. Corpo de prova 5M, fatia 3. O lado esquerdo representa o grupo experimental (GA) com microinfiltração. O lado direito representa o grupo controle (GB) também com microinfiltração. Aumento original 20X.

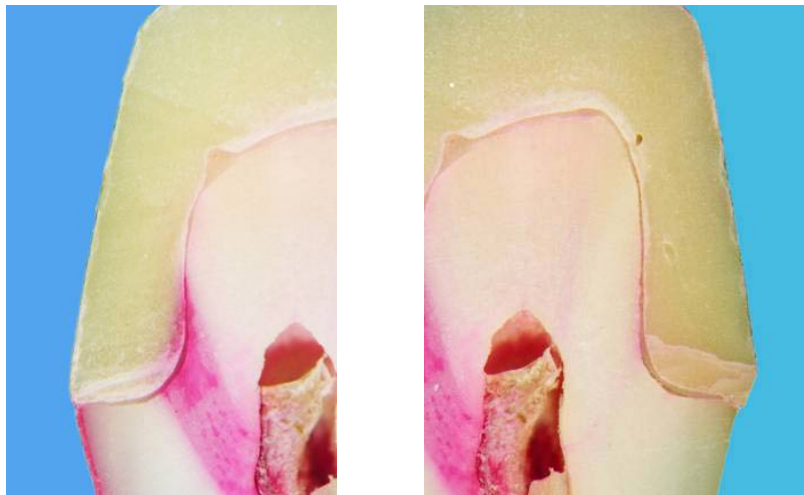


Fig.8. Padrão de microinfiltração para o conjunto Panavia F/Clearfil SE Bond. Corpo de prova 2M, fatia 3. O lado esquerdo representa o grupo controle (GB) com microinfiltração. O lado direito representa o grupo experimental (GA) sem microinfiltração. Aumento original 20X.

Ainda, foi realizada uma análise complementar do grau de abertura marginal nas margens mesial e distal, de acordo com o conceito estabelecido por Holmes et al.¹⁰³ (Fig.9). O ponto de maior aproximação entre a coroa e o dente preparado foi escolhido para as mensurações¹⁰⁴ com auxílio de um microscópio digital (Microscope BeautyCam; Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). Três medidas foram tomadas em cada margem mesial e distal para as quatro fatias obtidas. A média em cada margem mesial e distal foi considerada para avaliação de possíveis diferenças entre os cimentos.

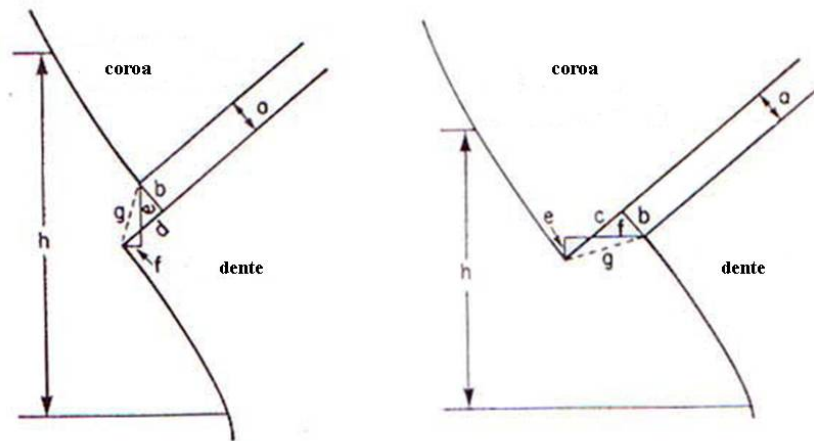


Fig.9. Desenho esquemático da medida da abertura marginal (b).

Todos os dados foram analisados num software (SigmaStat 2.0; Statistical Software, Jandel Corporation, Calif). As médias e desvios-padrão da microinfiltração foram calculados para ambos os grupos e técnicas. Os testes de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) e Variâncias Iguais (Levene) foram aplicados em todos os grupos. As diferenças intra-grupo foram avaliadas com o teste *t* pareado ($\alpha=0,05$). As diferenças inter-grupo foram avaliadas pelo teste *t* de Student ($\alpha=0,05$).

4.5.1. Resultados

As médias e os desvios-padrão para cada fatia, cimento e técnica podem ser vistos na Tabela 3 que mostra diferenças estatisticamente significantes para a técnica controle (GB) (teste *t* pareado, $p=0,01$). Os valores individuais podem ser encontrados nos Anexos, Tabela 15.

Tabela 3. Médias e desvios-padrão dos escores de microinfiltração.

Fatia	PAN-SE		REL-SB	
	GA	GB	GA	GB
1	0,40	0,40	0,70	0,80
2	0,50	0,50	0,80	0,80
3	0,60	0,70	0,90	0,90
4	0,60	0,60	0,70	0,80
Média	0,52	0,55 a	0,77	0,82 a
d.p.	0,09	0,12	0,09	0,05
Intervalo	0-1	0-2	0-2	0-2

letras iguais na mesma linha representam diferenças estatisticamente significantes

As médias e desvios-padrão para a abertura marginal podem ser vistas na tabela 4. A tabela 4 mostra que não houve diferença estatisticamente significante entre os valores de abertura marginal. Os valores individuais de abertura marginal podem ser vistos nos Anexos, Tabela 14.

Tabela 4. Média e desvio-padrão da abertura marginal (em micrometros).

	PAN-SE		REL-SB	
	GA	GB	GA	GB
Média	59,74	62,24	59,13	58,19
d.p.	20,18	18,65	17,20	17,98

As tabelas 5 e 6 mostram a porcentagem dos escores para as duas técnicas de microinfiltração e para os cimentos estudados.

Tabela 5. Porcentagem dos escores de microinfiltração para a combinação PAN-SE.

Técnica	Escore				
	0	1	2	3	4
GA	50%	50%	0	0	0
GB	47,5%	50%	2,5%	0	0

Tabela 6. Porcentagem dos escores de microinfiltração para a combinação REL-SB.

Técnica	Escore				
	0	1	2	3	4
GA	27,5%	67,5%	5%	0	0
GB	22,5%	72,5%	5%	0	0

4.5.2. Discussão

Neste estudo, a foi aceita a hipótese da ausência de diferença na microinfiltração entre uma nova técnica sugerida para verificar a microinfiltração, quando comparada à técnica convencional;

O objetivo deste estudo foi comparar duas técnicas para avaliar a microinfiltração marginal em coroas totais, utilizando-se um mesmo espécime. Apesar dos avanços ocorridos na área de adesão, todos os agentes cimentantes apresentam algum grau de microinfiltração. Embora os estudos laboratoriais mostrem que os cimentos resinosos têm uma capacidade de selamento maior do que os cimentos convencionais, a comprovação clínica em longo prazo deste fenômeno ainda não foi realizada⁵².

Toda técnica preconizada para verificar a infiltração possui vantagens e desvantagens. O modelo utilizado nesta pesquisa comparou duas técnicas de microinfiltração no mesmo dente e em faces opostas da coroa. Uma das preocupações desta metodologia estava na possibilitasse do corante “cruzar” internamente os limites usados para separar as áreas das duas técnicas através da porção oclusal, o que poderia comprometer os resultados. Esta hipótese não foi verificada na análise das fotografias de todas as secções, além do fato dos resultados terem atingido o 1/3 da parede axial na grande maioria dos espécimes, sendo esta observação também comprovada na literatura.^{43,44,52-54} Assim, o verniz foi eficaz para impedir a entrada do corante, fato comprovado após o corte da amostra e visualização das interfaces no lado experimental.

O tempo utilizado na técnica GA (15 segundos) também foi inferior aos modelos usados na literatura. Normalmente, os espécimes são imersos diretamente na solução evidenciadora por 4 a 72 horas. Ainda, muitas técnicas utilizam uma solução

de nitrato de prata, que precisa ser exposta à luz por 6 horas antes da realização do corte e leitura da microinfiltração. Outras usam substâncias radioativas, microorganismos, ou gases sob alta pressão.⁹² Além de serem sensíveis e necessitarem de pessoal especializado, estas técnicas são de alto custo. Em todas as situações, se houver selamento inadequado na interface dente/cimento, haverá penetração do corante, independente do tempo de exposição. O corante usado neste estudo é uma solução e não contém partículas. Assim, um tempo mais curto é suficiente para visualizar sua penetração.

Por definição, microinfiltração é a presença de bactérias, fluidos, moléculas ou íons entre a parede da cavidade e o material restaurador.⁹² A abertura marginal representa uma medida perpendicular entre a margem da coroa e a parede axial do preparo.¹⁰³ Esta definição é importante para padronizar as mensurações, mas não tem relação com o “espaço” entre a parede da cavidade e o agente cimentante. Embora não tenha sido objetivo deste estudo, uma análise complementar revelou baixos coeficientes de correlação entre a adaptação e o grau de microinfiltração nas coroas, fator este já visto em outros artigos.^{43,44} As médias de abertura marginal variaram de 58 a 62µm (Tabela 4) nas margens proximais e estão dentro do recomendado^{43,44,53,54,104}. Mesmo assim, poder-se-ia argumentar que o seccionamento da amostra poderia fraturar a camada de cimento nas margens do preparo, o que poderia aumentar os valores de microinfiltração, gerando resultados falsos positivos. Porém, o corte foi realizado em baixa velocidade (230rpm), de modo intermitente, e as margens foram observadas no microscópio antes de se aplicar o corante. Além disso, a baixa velocidade e um disco diamantado bem afiado foram pré-requisitos para que não houvesse trincas na porção cervical das coroas.

Os valores de microinfiltração obtidos nos grupos GA e GB para um mesmo cimento (PAN-SE ou REL-SB) não mostraram diferenças estatisticamente significantes (Tabela 3). Como a hipótese inicial era de que não havia diferenças entre as técnicas GA e GB para uma mesma coroa, esperava-se uma repetição dos escores ao longo das fatias. Este fenômeno foi observado na maior parte das fatias (Tabelas 5 e 6), confirmando os valores da Tabela 3. Porém, algumas ainda mostraram discordância de escores, mas em pequena proporção. Isto também era esperado e ocorreu porque não se pode garantir qualidade igual de união dente-cimento em todas as interfaces. Então, a qualidade da interface adesiva nas coroas já cimentadas só pode ser conhecida após o teste de microinfiltração e neste sentido, a técnica GA pode ser usada em tempo real menor e fornecer resultados semelhantes.

O nível médio de microinfiltração em GB foi mais desfavorável para o conjunto REL-SB do que para o PAN-SE (teste *t* pareado, $p=0,01$). Isto pode refletir o comportamento dos adesivos ou interação cimento/adesivo. No caso do Panavia F, o sistema adesivo utilizado foi o Clearfil SE Bond que, segundo o fabricante, é um adesivo auto-condicionante de dois passos e possui a tecnologia MDP (10-metalocriiloiloxidecil dihidrogeniofosfato), capaz de unir-se quimicamente aos óxidos metálicos como os da zircônia e alumina.⁶⁴ O Clearfil SE Bond também foi escolhido porque mostra valores melhores de resistência adesiva em relação ao adesivo ED Primer que acompanha o kit do Panavia F^{119,120}. Isto ocorre porque o ED Primer é um condicionador fraco, que dissolve parcialmente a dentina, e deixa “smear plugs” sem conseguir alterar a profundidade de desmineralização da dentina peritubular, mesmo que o tempo de condicionamento seja aumentado.¹⁶⁷ Além disso, os adesivos auto-condicionantes de dois passos como o Clearfil SE Bond conseguem incorporar a “smear layer” rompida à camada híbrida, fato não observado na dentina condicionada

com o Single Bond 2, que é um adesivo de frasco único. Além disso, o Single Bond 2 apresenta sorpção em água e solubilidade maior do que o Clearfil SE Bond.¹²² Um estudo¹²³ mostrou que durante a nanoinfiltração, os túbulos dentinários selados com Clearfil SE Bond permanecem livres da solução de prata, enquanto os selados com Single Bond 2 possuem grânulos na base da camada híbrida.

Ainda, as diferenças entre os valores de microinfiltração vistos neste trabalho não podem ser atribuídas somente às composições estruturais dos agentes cimentantes e adesivos utilizados. Ambos possuem presa dual e mesmo com a dificuldade de polimerizar o cimento além das margens, os valores de infiltração registrados foram baixos, semelhantes aos encontrados em outros trabalhos^{43,44,52-54}. Um fator que pode ter contribuído para isto é a expansão dos cimentos devido ao armazenamento em água, fechando as fendas existentes na interface com o preparo. Entretanto, é preciso lembrar que este foi um estudo à curto prazo e que a interface adesiva pode sofrer degradação em função do tempo prolongado de armazenamento¹⁶⁸.

Neste estudo, os baixos níveis de microinfiltração fornecidos pelas combinações PAN-SE e REL-SB podem contribuir para o aumento da longevidade das coroas In-Ceram alumina. Entretanto, certas variáveis são melhor controladas no laboratório e os resultados obtidos neste estudo podem diferir significativamente da prática clínica. A umidade da dentina, modo de aplicação e quantidade de adesivo, quantidade do cimento, força de cimentação, distância e intensidade de fotopolimerização, remoção dos excessos de cimento¹⁵³, controle do fluido sulcular, bem como o polimento e acabamento das margens são fatores críticos e sujeitos à experiência do profissional, e que devem ser levados em consideração quando da seleção do agente cimentante.

4.6. Experimento 2: Pressão pulpar simulada

A pressão pulpar simulada tem sido usada para estudar a permeabilidade dos sistemas adesivos. Um estudo recente mostrou que após o condicionamento ácido da dentina sob pressão pulpar simulada “in vitro”, as gotículas de água levam mais tempo para ser formadas na superfície, fazendo com a dentina funcione como uma esponja para a formação dos prolongamentos de resina. Quando esta movimentação de fluido é usada em conjunto com cimentos resinosos, existe uma melhora significativa da força de união entre o agente cimentante e as paredes do preparo, e que dependendo da solução empregada (água, solução salina) os valores de resistência adesiva podem se aproximar dos valores obtidos “in vivo”. Entretanto, os estudos de condutância hidráulica mostram que a capacidade de selamento dos adesivos comercialmente disponíveis não é maior do que a da própria “smear layer”. Provavelmente estes aspectos também devem influenciar o grau de microinfiltração marginal em coroas totais, e estudos desta natureza ainda não foram publicados. Assim, a hipótese testada foi verificar se a pressão pulpar simulada (15cmH₂O) não altera a microinfiltração.

Foram utilizados quarenta dentes, padronizados conforme o item 4.1 e divididos em quatro grupos de 10, da seguinte forma:

Tabela 7. Divisão dos grupos.

Grupos	Sistema Adesivo	Cimento Provisório	Cimento definitivo	Uso da Pressão
I-A	Clearfil SE Bond	Temp-Bond NE	Panavia F	Sim
II-A	Clearfil SE Bond	Temp-Bond NE	Panavia F	Não
I-B	Single Bond 2	Temp-Bond NE	Rely X ARC	Sim
II-B	Single Bond 2	Temp-Bond NE	Rely X ARC	Não

Para simular a pressão pulpar (I-A, I-B), as raízes dos dentes foram seccionadas 4mm abaixo da junção cimento-esmalte e o tecido pulpar removido delicadamente com pinça apropriada e soro fisiológico. Depois, a porção coronária foi fixada com adesivo cianocrilato (Superbond-Locktite do Brasil) na base de blocos de resina acrílica incolor de formato retangular (2,0 x 2,0 x 0,5mm), que apresentavam em seu centro um orifício confeccionado com broca esférica de aço nº1/2, no qual uma agulha hipodérmica calibre 22 (Becton Dickinson, Curitiba, Paraná, Brasil) foi passada até atingir a câmara pulpar, sendo fixada na base do bloco de resina. O corpo da agulha foi conectado a um equipo para soro (Embramed Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP), ligado a seringa de plástico de 20ml. Todo o conjunto foi preenchido com água deionizada. O nível da coluna de água ficou com 15cm de altura em relação a câmara pulpar, simulando a pressão de uma coluna de mercúrio de 11mm, valor este recomendado pela literatura (Figura 10, esquerda).

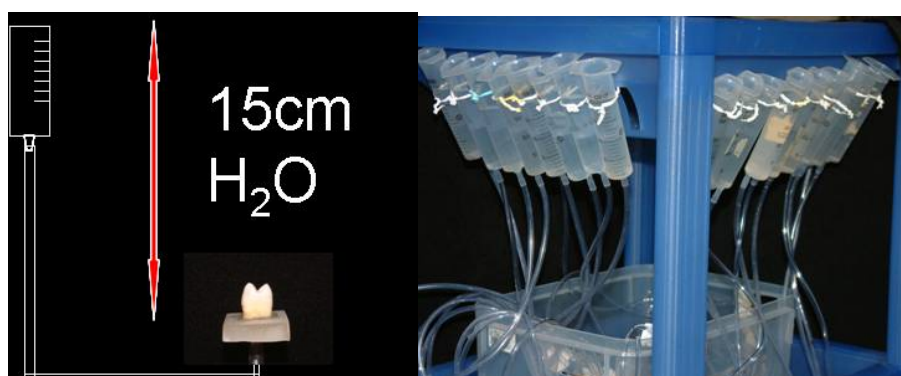


Figura 10. Estabelecimento da pressão pulpar simulada nas amostras.

Os dentes também foram preparados conforme descrito no item 4.1, e as coroas provisórias confeccionadas em resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico Artigos Odontológicos Ltda., São Paulo, SP, lote nº. 929050), que foram cimentadas com agente livre de eugenol (Temp-Bond NE, Kerr, Orange, Califórnia, EUA, lote

nº. 5-3175), permanecendo por uma semana em água deionizada (Figura 10, direita). Então, os preparos foram moldados e as coroas de In-Ceram Alumina confeccionadas, adaptadas e cimentadas (Figura 11, esquerda) de acordo com os itens 4.2 e 4.3.

Após uma semana, as coroas dos grupos I-A e I-B receberam um corante em suas margens para testar o grau de microinfiltração, sendo o teste realizado sob pressão pulpar simulada (Figura 11, direita). O objetivo nesta fase foi verificar se o corante não poderia ter penetrado pelos túbulos dentinários, passado pela câmara pulpar e ser visto no interior da mangueira com o soro, o que por si só mostraria ausência de efeito da pressão pulpar na microinfiltração. Depois de 48 horas, estas coroas foram removidas dos blocos retangulares, embebidas em blocos de resina acrílica autopolimerizável, armazenadas por mais 24 horas, e seccionadas no sentido vestibulo-lingual. Nos grupos II-A e II-B, as coroas foram removidas dos anéis de PVC, embebidas em resina acrílica e seccionadas no sentido vestibulo-lingual. O corante foi aplicado na parte interna e ao longo da interface dente-coroa-cimento, conforme descrito no item 4.5 para os grupos experimentais da técnica de microinfiltração (GA). Os padrões de microinfiltração foram registrados com uma câmera digital com 120 vezes de aumento (Microscope BeautyCam; Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) e classificados de acordo com os critérios de Tjan et al.⁵³ conforme o item 4.5.

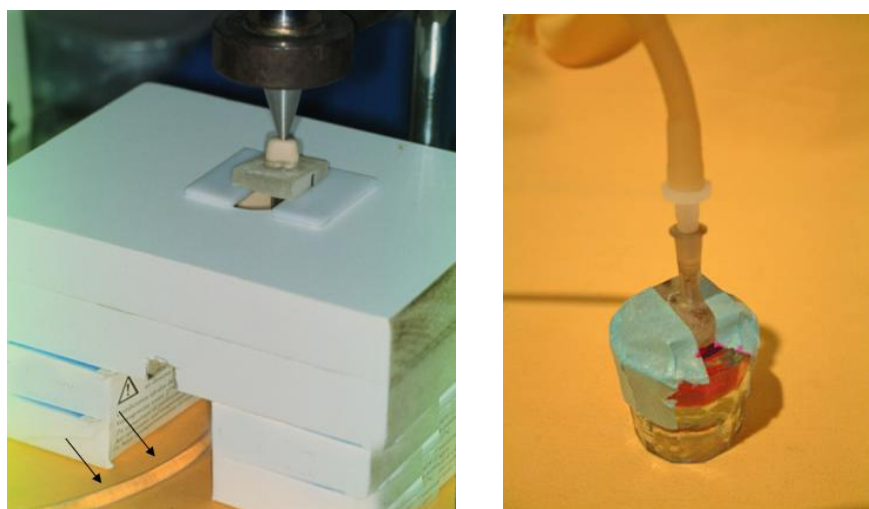


Figura 11. (Esquerda) Cimentação das coroas com os preparos conectados ao dispositivo de pressão (setas escuras). (Direita) corante aplicado com o dispositivo de pressão em função.

4.6.1. Resultados

A Tabela 8 mostra os valores médios e os desvios-padrão de microinfiltração para os grupos testados. Foram verificadas diferenças estatisticamente significantes dentro dos grupos PAN-SE (Mann-Whitney, $p=0,025$) e REL-SB (Mann-Whitney, $p=0,014$). Os valores individuais de microinfiltração podem ser vistos nos Anexos, Tabela 17.

Tabela 8. Valores médios e desvio-padrão para os escores de microinfiltração.

	PAN-SE		REL-SB	
	I-A	II-A	I-B	II-B
Média	0 a	0,25 a	0,05b	0,27b
d.p.	0	0,23	0,10	0,18

letras iguais representam diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$)

A tabela 9 mostra os valores médios e os desvios-padrão de abertura marginal encontrados para todos os grupos. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas apenas no grupo PAN-SE (a = teste *t* de Student, $p=0,01$). Os valores individuais de abertura marginal podem ser vistos nos Anexos, Tabela 16.

Tabela 9. Valores médios e desvios-padrão de abertura marginal (em micrometros).

	PAN-SE		REL-SB	
	I-A	II-A	I-B	II-B
Media	101,95 a	121,26 a	103,50	111,01
d.p.	13,53	16,86	10,87	18,82

letras iguais representam diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$)

4.6.2. Discussão

Neste estudo, não foi aceita a hipótese de que a pressão pulpar simulada (15cmH₂O) não altera a microinfiltração. A cimentação adesiva é crítica, complexa¹⁰⁹ e depende em parte da umidade extrínseca e intrínseca da dentina.¹⁰⁶ A umidade dentinária intrínseca é fruto do movimento centrífugo de fluido guiado por uma pressão pulpar hidrostática positiva.¹⁰⁷ Na presença de microinfiltração de fluido entre a camada adesiva e a dentina, esta pressão permitiria a perfusão de fluido para qualquer espaço potencial e isto promoveria a hidrólise dos monômeros resinosos.¹⁰⁵ Ainda, esta pressão hidrostática positiva poderia interferir na difusão da resina para a dentina e diminuir sua resistência adesiva.¹¹⁷ Este aspecto seria prejudicial nos preparos para coroas totais por duas razões: 1) posicionamento cervical das margens (primeira área afetada pelos fluidos do ambiente oral³⁴) e 2) dentina cervical mais

permeável²⁴ e menos resistente¹⁰⁸ do que a dentina oclusal. Assim, é necessário testar a influência da pressão pulpar no grau de microinfiltração marginal.

Os protocolos utilizados nesta proposição são uma tentativa de aproximação dos parâmetros clínicos. Fatores como calcificação e esclerosamento dos túbulos dentinários, que poderiam diminuir o fluxo de fluido¹¹⁰ para a superfície do preparo, foram minimizados pelo emprego de dentes extraídos por razões ortodônticas, conforme descrito no item 4.1. Ainda, o conteúdo da câmara pulpar foi removido delicadamente para evitar a criação de uma “smear layer” interna. Além disso, todos os dentes do grupo experimental foram conectados ao dispositivo imediatamente após a extração, evitando o aumento da permeabilidade dentinária que é proporcional ao tempo de armazenamento.¹¹¹

A pressão pulpar utilizada neste estudo foi de 15cm H₂O (1,47kPa) e representa valores metabólicos basais.^{77,78,79,113,115,116,124}. Embora outros autores tenham usado valores de pressão diferentes^{34,83,105-107,140}, isto não parece ter relação com a resistência adesiva^{126,127}, tão pouco o uso de uma solução com mesma composição do fluido intrapulpar. Ainda, a formação da camada híbrida (e sua resistência) também são influenciadas pelo tipo de adesivo escolhido.^{83,105,112,156}

A técnica de adesão úmida é preconizada para impedir o colapso das fibras colágenas e possibilitar a formação dos prolongamentos de resina, sendo o controle desta umidade um fator de difícil padronização. Este controle foi simulado sempre que os preparos ficaram expostos ao ambiente, e antes da cimentação das coroas provisórias e definitivas. Esta etapa pode ser mais difícil quando é usada anestesia sem vasoconstritor, que leva à presença de gotículas de água na dentina superficial 5 minutos após o condicionamento ácido⁸¹ e existe um risco de sobremolhamento.

A metodologia deste trabalho não se preocupou em verificar a influência da pressão pulpar nos valores de abertura marginal, pois um aumento na carga de cimentação aplicada está relacionado com o aumento na pressão intrapulpar e diminuição da discrepância de assentamento.¹¹⁸ A carga de cimentação usada neste trabalho foi constante e os valores de abertura marginal em todos os grupos foram compatíveis com os descritos na literatura^{43,44,53,54,104}. Além disso, não existe uma relação estatisticamente significativa entre os valores de pressão pulpar e o assentamento das coroas.¹¹⁸ Entretanto, diferenças significativas foram encontradas nos grupos I-A e II-A do PAN-SE.

Embora existam diferenças significantes entre as propriedades físico-químicas dos adesivos, os valores de microinfiltração foram semelhantes e menores sob pressão pulpar simulada. O Clearfil SE Bond é um adesivo auto-condicionante que possui performance adesiva muito próxima aos sistemas convencionais de três passos¹²¹. Embora a ponta diamantada utilizada nos preparos possua granulação entre 90 e 150µm, a espessura da smear layer gerada não é um fator comprometedor na formação da camada híbrida neste tipo de adesivo.¹²⁸ Por outro lado, o Single Bond 2 é um adesivo de frasco único e apresenta sorpção em água e solubilidade maior do que o Clearfil SE Bond.¹²² Pashley et al.³² argumentam que os primers auto-condicionantes são insensíveis à presença ou ausência de pressão pulpar e por isso seriam ideais para o selamento da dentina. Além disso, o Clearfil SE Bond mostrou resultados clínicos favoráveis num período de dois anos para a restauração de lesões cervicais classe V não cariosas.¹⁴¹

Uma limitação deste trabalho é que a microinfiltração foi avaliada apenas 24 horas após a cimentação e seria interessante simular também situações clínicas onde existe uma maior variabilidade da pressão pulpar, como ocorre na presença de

inflamação¹¹⁰, bem como utilizar testes não destrutivos (medida da permeabilidade em função do tempo)²⁷ para verificar qual o potencial máximo de selamento dos adesivos. Ainda, uma avaliação *in vivo* da permeabilidade destes adesivos seria vantajosa para decidir o melhor momento da cimentação.

Por fim, a interação entre os adesivos simplificados e a desintegração da camada de cimento é um fato importante. Diferentemente do recomendado pelo fabricante, o ED primer não foi usado neste experimento. Este adesivo auto-condicionante e de passo único não possui características hidrofóbicas, o que torna o primer mais permeável, gerando canais de água na interface adesivo-cimento, proporcionando também a polimerização por emulsão nos componentes mais hidrofóbicos do cimento resinoso.⁸⁶ Testes de microtração mostram que a resistência desta interface pode ser aumentada significativamente pela aplicação de uma camada hidrofóbica de resina de baixa viscosidade⁸⁶, ou pelo uso de adesivos de dois passos com primer auto-condicionante (caso do Clearfil SE Bond), onde a segunda camada “bond” provavelmente é mais compatível com os compostos resinosos de polimerização dual e/ou química.¹⁷¹

4.7. Experimento 3: Armazenamento em água e fadiga cíclica para verificar a microinfiltração

O armazenamento e a fadiga cíclica podem ter alguma influência na microinfiltração. Para as coroas puras de cerâmica, a literatura tem publicado apenas os efeitos da fadiga na ocorrência de trincas, propagação das fraturas, ou na resistência à compressão. Estudos sobre microinfiltração ainda são escassos. Teoricamente, as cargas compressivas geradas nas margens das coroas sob fadiga fechariam as fendas na interface dente-restauração. Porém, não se sabe ainda como

isto afetaria a microinfiltração, ou se o armazenamento prévio refletiria um “envelhecimento” precoce das margens. Neste experimento foi testada a hipótese nula de que não existe influência do armazenamento e da fadiga cíclica nos valores de microinfiltração

Foram utilizados 40 dentes, e todos os procedimentos realizados, desde a fase do preparo até a cimentação das coroas foram realizados conforme descrito nos itens 4.1, 4.2 e 4.3. Os corpos de prova foram divididos em 8 grupos de 5 dentes cada. (Tabela 10)

Tabela 10. Divisão dos grupos.

Grupos	Sem armazenamento		Com armazenamento	
	Sem fadiga	Com fadiga	Sem fadiga	Com fadiga
REL-SB	G1-A	G1-B	G1-C	G1-D
PAN-SE	G2-A	G2-B	G2-C	G2-D

Os grupos G1-A e G2-A serviram como controles, não sendo realizado nenhum teste. Nos grupos G1-B e G2-B, Os corpos de prova foram fixados em tubos de PVC preenchidos com resina acrílica e posicionados na máquina Eletro-Mecânica de Fadiga (Elquip, São Carlos, São Paulo, Brasil) (Figura 12). Uma ponta esférica de aço inoxidável, com 6mm de raio, foi usada para aplicar a carga, sendo que o contato desta ponta se deu no centro da superfície oclusal das coroas, previamente verificado com papel de articulação (Accufilm II, Parkell, Farmingdale, NJ, EUA). Antes dos ensaios, a máquina foi calibrada para uma carga de 50N, com frequência de 2 Hz, num total de 500.000 ciclos para cada amostra, na temperatura de 37°C em água deionizada. Nos grupos G1-C e G2-C, o protocolo de armazenamento foi realizado

em água deionizada a 37°C, por 90 dias⁵¹. Nos grupos G1-D e G2-D, o armazenamento foi realizado previamente ao teste de fadiga cíclica.



Figura 12. (Esquerda) Máquina de fadiga cíclica. (Direita) Corpos de prova imersos em água deionizada 37°C para o teste.

Todas as amostras foram embebidas em resina acrílica incolor autopolimerizável, seccionadas no sentido vestibulo-lingual, e a microinfiltração avaliada em ambas as margens vestibular e lingual, conforme descrito no item 4.6.1.

4.7.1. Resultados

A Tabela 11 mostra os valores médios e os desvios-padrão de microinfiltração em função das condições de armazenamento/fadiga cíclica. Foram verificadas diferenças estatisticamente significantes entre G2-A e G2-C (b= Mann-Whitney, $p=0,032$) e G2-A e G2-D (a=Mann-Whitney, $p=0,008$). Os valores individuais de microinfiltração podem ser vistos nos Anexos, Tabela 19.

Tabela 11. Valores médios e desvios-padrão de microinfiltração.

Grupos	Sem armazenamento		Com armazenamento	
	Sem fadiga	Com fadiga	Sem fadiga	Com fadiga
REL-SB	0,20±0,11	0,55±0,44	0,55±0,27	0,50±0,39
PAN-SE	0,00±0,00 a, b	0,25±0,25	0,25±0,17 b	0,45±0,20 a

letras iguais representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

A Tabela 12 mostra os valores médios e os desvios-padrão de abertura marginal em função da divisão dos grupos. Não foram verificadas diferenças estatisticamente significante entre os grupos Os valores individuais podem ser vistos nos Anexos, Tabela 18.

Tabela 12. Valores médios e desvios-padrão de abertura marginal (em micrometros).

Grupos	Sem armazenamento		Com armazenamento	
	Sem fadiga	Com fadiga	Sem fadiga	Com fadiga
REL-SB	110,83±20,17	99,58±22,62	101,87±28,52	88,54±45,69
PAN-SE	127,70±20,99	148,73±23,12	90,41±19,43	107,28±23,87

4.7.2. Discussão

Em função dos resultados obtidos, não foi aceita a hipótese de que o armazenamento (90 dias) / fadiga cíclica (500.000 ciclos, 2Hz, 5kg) não têm influência na microinfiltração marginal. Protocolos de armazenamento, ciclagem térmica e/ou mecânica são tentativas de reprodução de um ambiente oral multiaxial e corrosivo. Apesar dos mesmos serem utilizados por mais de 20 anos¹³⁶ não existe um consenso sobre qual deve ser o protocolo ideal.¹³⁵ Sobre a fadiga cíclica, dois aspectos

chamam atenção: 1) tendência na literatura em torná-los obrigatórios antes de qualquer ensaio mecânico que provoque falha catastrófica (por exemplo, fratura)^{7,9,87,130-134,139}, ou (2) acúmulo de uma história de estresse antes da análise quantitativa/qualitativa da interface dentina/adesivo/cimento^{65,123,129,155} (por exemplo, microinfiltração e/ou qualidade marginal).

A carga de 5Kg e a frequência de 2Hz representam médias de força e frequência mastigatória em condições fisiológicas¹⁴²⁻¹⁴⁵. Apesar de nenhuma coroa ter falhado durante a fadiga, isto não significa que não há possibilidade de falhas, já que alguns pacientes em situações de parafunção exercem forças¹³⁵ de até 800N e com as cargas mastigatórias sendo aplicadas nos dentes de forma excêntrica.

Nenhuma tentativa foi realizada para verificar a influência do aumento do número de ciclos de fadiga/tempo de armazenamento no grau de microinfiltração. Inicialmente, a água pode abrir as interfaces dente-cimento, levando ao ingresso do corante. Depois, o carregamento¹⁶³ e a expansão do cimento¹⁶¹ geram uma compressão nestas interfaces, aprisionando o corante. Este processo repetitivo também pode ter sido responsável pelos baixos valores de microinfiltração neste estudo. Os 500.000 ciclos realizados nesta pesquisa correspondem em média a 6 meses de uso¹⁴⁹, período comum para reavaliação clínica da restauração. Entretanto, é fundamental que a pesquisa *in vitro* da durabilidade das interfaces seja feita por períodos mais longos, pois a falha catastrófica ainda depende de outros fatores como a geometria da restauração, a camada de cimento, e do módulo de elasticidade da dentina ou material de reconstrução.¹⁴⁸

Ainda não se sabe qual a melhor combinação cimento/adesivo *in vivo*. Mesmo que os componentes resinosos possuam deficiência de polimerização^{151,152}, contração não linear por estresse¹⁵⁰, dificuldade de remoção dos excessos de cimento das

margens¹⁵³ e possível citotoxicidade¹⁵⁴, eles são preconizados pelo fato de preencherem as falhas e melhorarem a resistência final das restaurações cerâmicas¹³⁸.

Neste estudo, a microinfiltração marginal foi observada apenas na interface dente-cimento. Embora não seja possível aos cimentos usados nesta pesquisa aderirem quimicamente ao In-Ceram alumina, em nenhum espécime foi encontrado corante na interface cerâmica-cimento, diferentemente de estudos anteriores feitos com coroas do sistema Empress II, que mostraram de 10-20% de microinfiltração nesta interface, mesmo com condicionamento ácido e silanização prévia.^{52,65}

Os valores de abertura marginal encontrados estão de acordo com os verificados na literatura⁶⁸⁻⁷⁰ e não mostraram qualquer relação com o grau de microinfiltração.

Os cimentos utilizados mostraram comportamentos diferentes ao longo dos testes. Para o cimento REL-SB, a fadiga sem armazenamento prévio aumentou os valores de microinfiltração, mas sem diferenças estatisticamente significantes em relação ao grupo que não recebeu o teste de fadiga. O Single-Bond apresenta quase quatro vezes mais sorção em água do que o Clearfil SE Bond¹²². Esta sorção inicial pode causar expansão do cimento e fechar as margens gerando baixos valores de infiltração após 24 horas de cimentação. Após 90 dias de armazenamento, observou-se um ligeiro aumento para o grupo sem fadiga e a tendência de estabilidade nestes valores mesmo após a fadiga. Isto pode ser o reflexo da foto-ativação da camada de cimento nas margens das coroas, que é necessária para garantir uma boa resistência adesiva.^{157,159} Por outro lado, para o PAN-SE, o armazenamento na ausência de fadiga já foi um fator significativo. Ainda, o armazenamento somado à fadiga aumentou os valores de microinfiltração. Isto poderia mostrar uma degradação progressiva da interface adesiva. Esta degradação corresponderia ao rompimento da camada “bond”

do Clearfil SE Bond, deixando a camada do primer (mais acídica e permeável), exposta ao ambiente, aumentando assim os valores de microinfiltração. Mesmo que o Panavia F mostre a menor quantidade e o menor volume de poros em sua massa¹⁵⁸, após 30 dias de armazenamento com ou sem fadiga sua resistência flexural diminui, e depois de 60 dias, esta resistência continua a cair, mas agora pelo efeito somado da fadiga ao armazenamento¹²⁹. Ainda, depois de 90 dias de armazenamento, mas sem fadiga mecânica, testes de microtração revelam aumento das falhas coesivas no cimento e manutenção das falhas adesivas ao longo da dentina (72%) que já eram vistas com 1 dia de armazenamento.¹⁶⁰ Neste protocolo de armazenamento e/ou fadiga cíclica, a combinação REL-SB mostra uma tendência maior para estabilidade nos valores de microinfiltração comparada à combinação PAN-SE. Entretanto, estudos clínicos longitudinais (5 a 10 anos) com coroas totais serão fundamentais para confirmar estes resultados laboratoriais.

Existe também a possibilidade dos mecanismos de polimerização serem responsáveis pelo comportamento de cada agente cimentante dual. Alguns estudos^{157,159,166} já mostram que a fotoativação no cimento Rely ARC é importante para melhorar suas propriedades mecânicas finais. Por outro lado, existe uma hipótese que a ação da lâmpada fotopolimerizadora prejudique o modo de polimerização químico do cimento Panavia F, porque a presa provocada pela luz pode aumentar rapidamente a viscosidade do cimento, tornando-o um gel. Na forma de gel, existiria um aumento no módulo de elasticidade, restringindo o movimento dos radicais livres no sistema químico de polimerização (peróxido/amina), e isto contribuiria para um grau maior de microinfiltração marginal e a falhas na camada do cimento. Como a fotoativação não é capaz de provocar a cura completa, o grau de conversão do

cimento será baixo, com muitos monômeros multifuncionais sem ligação cruzada. Entretanto, esta hipótese ainda não tem comprovação experimental.*

4.8. Experimento 4: Influência do armazenamento em água e fadiga cíclica para verificar a integridade marginal

O armazenamento e a fadiga cíclica podem ter influência na qualidade marginal. A literatura tem publicado apenas os efeitos da fadiga na ocorrência de trincas, propagação das fraturas, ou na resistência à compressão das coroas puras de cerâmica. Entretanto, estudos sobre a qualidade (integridade) marginal ainda são escassos. Teoricamente, as cargas compressivas geradas nas margens das coroas sob fadiga fechariam as fendas na interface dente-restauração. Porém, a concentração de estresse nas margens, somada ao efeito do armazenamento em água destilada, poderia "envelhecer" a camada de cimento exposta, causando degradação do cimento o que facilitaria instalação de cárie recorrente com conseqüente fracasso da restauração.

Neste trabalho foi testada a hipótese de verificar se o armazenamento/fadiga cíclica não influenciam a integridade marginal das coroas.

Foram utilizados 40 dentes, e todos os procedimentos realizados, desde a fase do preparo até a cimentação das coroas foram realizados conforme descrito nos itens 4.1, 4.2 e 4.3. Os corpos de prova foram divididos em 8 grupos de 5 dentes cada. (Tabela 10)

Após a cimentação, as coroas foram armazenadas a 37°C por 24 horas, sendo posteriormente polidas com discos de acabamento e polimento (Sof-Lex Pop-on, 3M do Brasil, Sumaré, São Paulo).

* Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho, comunicação pessoal.

Para a realização dos testes de armazenamento em água e fadiga, foram utilizados os procedimentos descritos no item 4.7. Nos grupos G1-A, G2-A, G1-C, G2-C, os moldes dos perímetros externos das margens foram realizados com silicona de adição (Addflow; S.S.White, Rio de Janeiro, Brasil, massa densa lote n°. 05735, pasta fluída lotes n^{os}. 002 e 003) nos períodos de 24 horas e 90 dias, respectivamente, com intuito de mostrar a integridade marginal dos grupos controle. Nos grupos G1-B, G2-B, G1-D e G2-D, os moldes foram realizados após os períodos de 500.000 ciclos e 90dias/500.000 ciclos, respectivamente.

Em seguida, os corpos de prova foram retirados da máquina de ensaios, as margens limpas com jatos de ar e moldadas com silicona de adição (Figura 13) para poderem ser analisadas em MEV.

Os moldes dos perímetros externos das margens foram limpos com água deionizada em ultra-som e degaseificados por 48 horas antes do vazamento em resina epóxica para obtenção das réplicas. A resina epóxica foi preparada pela mistura de 2mL de Poly/Bed 812, 1,7mL de Nadic Methyl-Anidride e 3 gotas de catalisador DMP30 (lotes 533170, 523941 e 539160; Polysciences Inc, Warrington, Pensilvânia, EUA). A mistura foi mantida num degaseificador por 30 minutos para remoção das bolhas e os moldes vazados lentamente e armazenados em estufa a 37°C por 48 horas. Em seguida, a réplica foi dividida em duas partes, no sentido vestibulo-lingual, usando-se um disco diamantado dupla face em baixa velocidade, de modo intermitente para não gerar calor e danificar a réplica. Cada metade da réplica foi planificada numa lixa d'água 1200 e fixada com cola condutiva (mistura de grafite e esmalte de unha incolor) em um "stub", ficando a parte que contém o perímetro da margem voltada para cima e perpendicular ao longo do eixo do "stub" (Figura 14, esquerda). As réplicas foram metalizadas com pó de ouro (BALTEC SCED 050

Sputter Coater, Balzers AG, Liechtenstein) (Figura.14, direita) e observadas em MEV (JSM 5600LV, JEOL, Japão) para registro fotográfico. (Figuras 15 a 18).

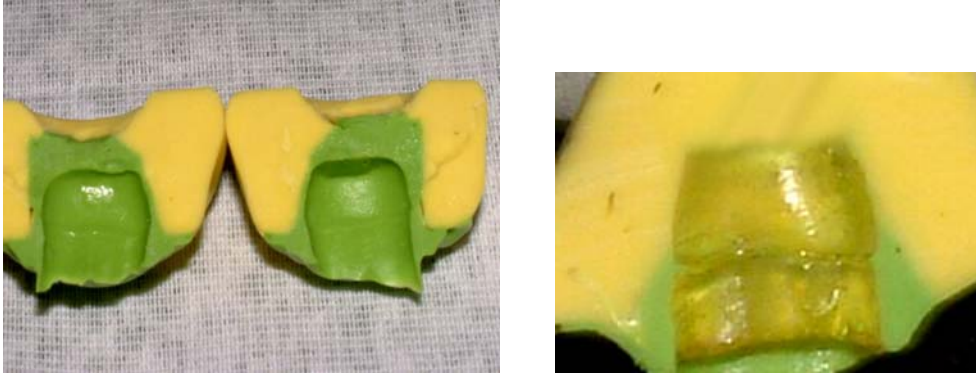


Figura 13. Molde (esquerda) da extensão total da interface dente-cimento-coroa e resina epóxica já polimerizada no interior do molde (direita).



Figura 14. Réplica de uma das metades já fixada no “stub” (esquerda). Réplica metalizada (direita).

Na microscopia eletrônica de varredura, a integridade marginal representou a extensão de margens contínuas na camada de cimento (ausência de interrupções). Os cálculos desta integridade marginal foram realizados da seguinte forma:

1. Obtenção do comprimento inicial do perímetro das margens mesial e distal, em micrometros, através de microscopia eletrônica de varredura;

2. Mensuração horizontal das descontinuidades horizontais na camada de cimento;
3. Subtração = comprimento inicial do perímetro - descontinuidade;
4. Resultado final da integridade nas margens mesial e distal, transformado em porcentagem, empregando-se a fórmula:

$$\text{Integridade marginal final (\%)} = \text{integridade marginal inicial (\%)} - \text{descontinuidades (\%)}$$

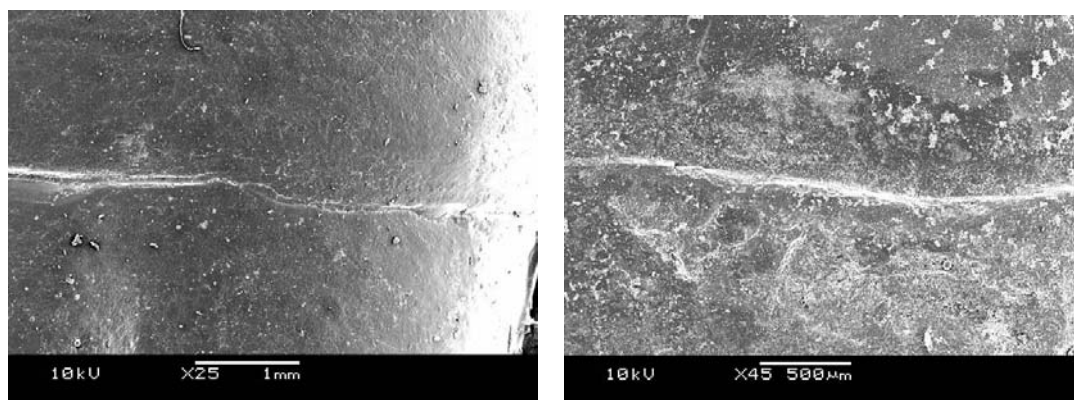


Fig. 15. Fotomicrografias das interfaces dente-coroa-cimento mostrando integridade marginal de 100% para os conjuntos REL-SB (amostra 10 – lado esquerdo) e PAN-SE (amostra 03 – lado direito). Teste realizado sem armazenamento/ sem fadiga cíclica.

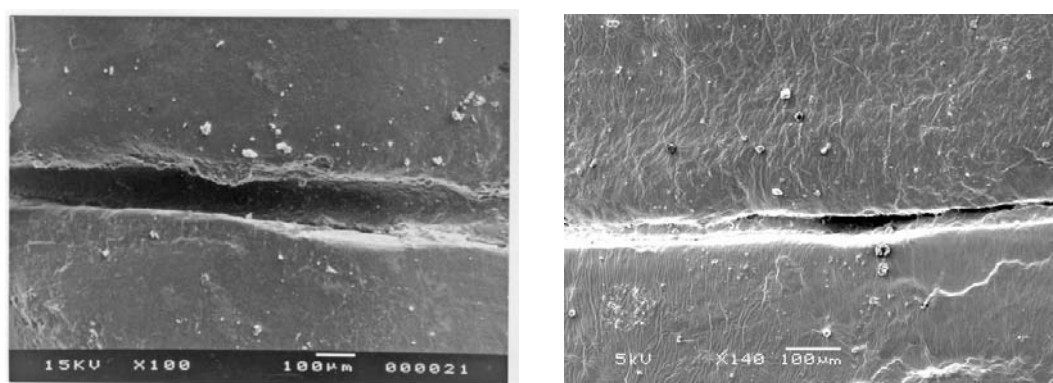


Fig. 16. Fotomicrografias das interfaces dente-coroa-cimento mostrando perda de parte da integridade marginal (áreas radiolúcidas nas linhas de cimento) para os conjuntos REL-SB (amostra 17 – lado esquerdo) e PAN-SE (amostra 15 – lado direito). Teste realizado sem armazenamento / com fadiga cíclica.

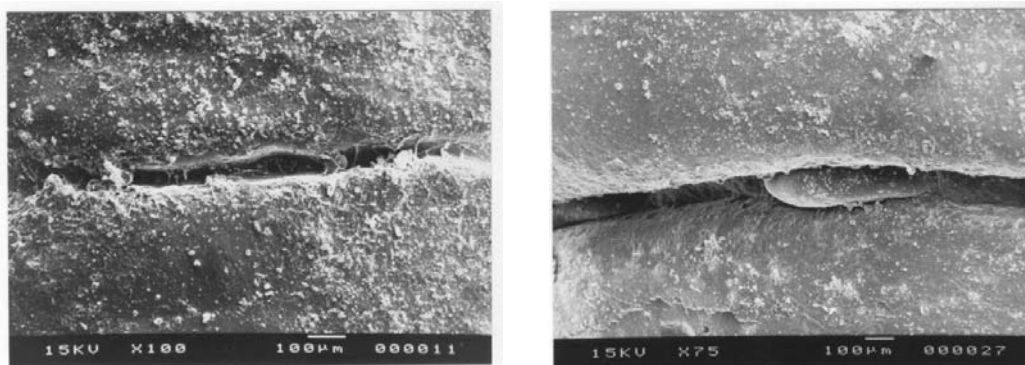


Fig. 17. Fotomicrografias das interfaces dente-coroa-cimento mostrando perda de integridade marginal (áreas radiolúcidas) para os conjuntos REL-SB (amostra 41 – lado esquerdo) e PAN-SE (amostra 31 – lado direito). Teste realizado com armazenamento/sem fadiga cíclica.

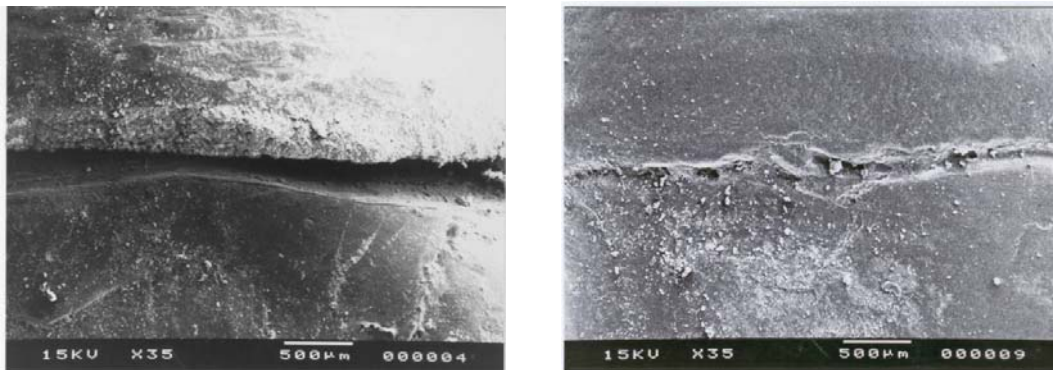


Fig. 18. Fotomicrografias das interfaces dente-coroa-cimento mostrando perda de parte da integridade marginal (áreas radiolúcidas) para o conjunto REL-SB (amostra 28 – lado esquerdo). Para o conjunto PAN-SE (amostra 25 – lado direito) trincas podem ser observadas ao longo da linha de cimentação. Teste realizado com armazenamento/com fadiga cíclica.

4.8.1. Resultados

A Tabela 13 mostra os valores médios (%) de integridade marginal para os grupos estudados. Não foram verificadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos testados. Os valores individuais podem ser vistos nos Anexos, Tabela 20.

Tabela 13. Valores de integridade marginal (%).

Grupos	Sem armazenamento		Com armazenamento	
	Sem fadiga	Com fadiga	Sem fadiga	Com fadiga
REL-SB	100%	96,14%	96,71%	94,77%
PAN-SE	100%	96,04%	93,19%	89,93%

4.8.2. Discussão

De acordo com os resultados obtidos, foi aceita a hipótese de que o armazenamento/fadiga cíclica não influenciam a integridade marginal das coroas.

Os resultados não mostraram influência de que as condições armazenamento/fadiga cíclica influenciaram estatisticamente na integridade marginal das interfaces adesivas para ambos os cimentos. Entretanto, nem todas as margens não mantiveram a integridade inicial de 100%. Isto por si só já elevaria o risco de cárie, descoloração e microinfiltração marginal. Por outro lado, existe uma dificuldade de se avaliar *in vivo* a integridade destas margens de modo objetivo. É possível que o armazenamento em água e a concentração de estresses possam "envelhecer" a linha de cimento exposta ao ambiente oral, causando sua fratura ao longo do tempo.

Apesar dos resultados sobre integridade marginal serem semelhantes ao já vistos na literatura^{65,112,155,161,162}, existem alguns aspectos que precisam ser comentados.

Nenhuma tentativa foi realizada no sentido de verificar a influência do aumento da carga ou do número de ciclos na qualidade marginal. Isto poderia ter causado fratura da coroa e impossibilitado a análise das margens. O corpo de prova foi montado no mesmo sentido de aplicação da carga. Espécimes inclinados geram tração-compressão desigual, estressando mais uma interface do que a outra. Ainda, as faces mesial e distal dos pré-molares superiores foram escolhidas por apresentarem áreas maiores, mais planas e facilitar a leitura das interfaces, sem necessidade de muitas réplicas do mesmo perímetro.

O grau de adaptação das coroas das coroas está dentro dos limites observados na literatura⁶⁸⁻⁷⁰ e não mostra relação com a integridade das margens mesial e distal. Este tipo de cimentação pode gerar um acúmulo do adesivo na região cervical dos preparos mesmo que jatos de ar sejam aplicados para diminuir esta camada. Os adesivos utilizados neste trabalho são altamente viscosos, tóxicos e o uso de um fio de afastamento é recomendado para remover os excessos.

A integridade marginal foi de 100% para ambos os cimentos antes do armazenamento/fadiga cíclica (24 horas). Mesmo depois (90 dias, 500.000 ciclos), os conjuntos RelyX ARC/Single Bond e Panavia F/Clearfil SE Bond mostraram reduções de 4 e 10% neste parâmetro, respectivamente. Algumas das propriedades mecânicas dos materiais testados podem ter contribuído para estes valores: nos cimentos resinosos, uma espessura maior de cimento implica numa contração de estresse mais lenta, embora esta contração exceda a resistência adesiva dos materiais em dentina.¹⁶⁴ Para o RelyX ARC, esta contração seria ideal em camadas mais finas e

uniformes¹⁶⁵, fato impossível de ser obtido devido ao assentamento oblíquo das coroas totais.

As margens das coroas são os únicos locais passíveis de foto-ativação. No RelyX ARC, isto é necessário para aumentar seu grau de conversão, mas causa um estresse de contração elevado que gera fendas na interface dente-cimento¹⁵⁰. Para o Panavia F, a presença ou ausência de foto-ativação não muda os valores de compressão diametral, que mesmo assim permanecem inferiores aos do RelyX ARC.¹⁶⁶

Uma visibilidade adequada durante a remoção dos excessos e polimento das interfaces também pode ter sido responsável pela excelente qualidade marginal inicial neste modelo *in vitro*. O presente trabalho usou um microbrush para limpeza das margens. Materiais cortantes só deveriam ser usados para remover cimentos friáveis (exemplo, fosfato de zinco), porque deslocam o cimento resinoso para áreas de difícil acesso (exemplo, fundo do sulco gengival).¹⁵³

Alguns estudos já demonstraram que a camada de cimento resinoso sofre desgaste com o passar do tempo, sem comprometer significativamente a longevidade das restaurações¹⁶⁹. Neste trabalho, este desgaste foi visto em proporções reduzidas, tendo maior destaque a ausência completa ou descontinuidade dentro da massa do cimento, tanto na interface dente-cimento como coroa-cimento, após a fadiga cíclica. Este fato é preocupante porque as margens analisadas (mesial e distal) são amplas e representam áreas de difícil higienização.

4.9. Considerações finais

Os quatro experimentos realizados mostram que a tecnologia adesiva utilizada não é capaz de impedir a microinfiltração e a degradação da camada de cimento nas margens das coroas In-Ceram alumina.

Diferentes tipos de agentes cimentantes têm sido utilizados para a cimentação de coroas de cerâmica. Mesmo assim, o cimento continua sendo o elo fraco de ligação entre a cerâmica e o preparo, não compensando a ausência de retenção e estabilidade. Estes fatores podem ser amenizados em outras cerâmicas onde o condicionamento ácido/silanização está indicado.

Cada vez mais os pacientes influenciados pela mídia e pelo mercado, exigem que o tratamento seja realizado exclusivamente em cerâmica. Isto também requer do técnico de laboratório e do dentista um conhecimento maior sobre os fatores que podem prejudicar o comportamento da cerâmica a longo prazo e que se referem à restauração, substrato do dente pilar, agentes cimentantes e procedimentos adesivos e cuidados tomados pelo profissional.

Para a cerâmica In-Ceram empregada neste trabalho o tratamento ácido surtirá pouco efeito. Assim, jatos de óxido de alumínio são preconizados para tirar o excesso de vidro interno e ao mesmo tempo aumentar a área retentiva. Entretanto, este jateamento com partículas de 50 μ m pode comprometer a vida útil da cerâmica em 20%, como demonstrado recentemente num estudo laboratorial.¹⁷² Um aspecto importante é que a pressão de jateamento, o tempo de aplicação, a distância do jato até a cerâmica, e o quanto este jato efetivamente atinge a superfície interna da coroa são fatores de difícil controle. Como neste estudo foi utilizado um tamanho de partícula de 110 μ m, talvez o tamanho das fissuras não seja influenciado pelo teste de fadiga cíclica, cabendo aqui uma comparação futura da influência da granulação do

agente abrasivo na performance laboratorial das coroas. Ainda, embora o uso de sílica triboquímica seja um processo com resultados comprovados, o tratamento da cerâmica tornar-se-á uma tarefa desgastante (controle dos fatores já citados) e onerosa (necessidade de equipamento especial) na rotina clínica.

Com relação ao substrato, existem muitos adesivos para proteção do complexo dentina-polpa. Embora existam recomendações para que este procedimento seja adotado logo após o preparo e não somente no dia da cimentação, ainda não existem estudos clínicos controlados provando que esta “proteção adesiva” permaneça efetiva até a cimentação da coroa total. O uso de um cimento provisório livre de eugenol e a limpeza do preparo são importantes para não afetar a polimerização do adesivo. Além disso, o adesivo deveria possibilitar ao profissional um controle mais adequado da permeabilidade dentinária. Os benefícios da pressão pulpar na diminuição da microinfiltração (anestesia com vasoconstritor no momento da cimentação) ainda precisam de maior comprovação clínica.

Os agentes cimentantes resinosos sempre deveriam ser combinados com seus respectivos adesivos. Também, é preciso considerar que os adesivos e cimentos possuem diferentes graus de viscosidade, o que pode aumentar a linha final de cimentação nas margens. Assim, é interessante que o adesivo seja aplicado numa camada bem fina e os excessos que se acumularem na região cervical do preparo sejam removidos. Um estudo mostrou que, independente do instrumento usado para remover estes excessos, sempre havia resíduos na linha de cimentação¹⁵³. O afastamento das margens com um fio retrator pode evitar este problema. Os resíduos de cimento e adesivo no interior do sulco, além de comprometer a estética final (descoloração nas margens), podem ser citotóxicos.¹⁷³ Como estes cimentos e adesivos possuem componentes químicos sensíveis, o tempo e o modo de

armazenamento até o uso também são fatores importantes. Além disso, é preciso entender que a fotoativação não ocorre além de 2mm de profundidade na massa do cimento e por este motivo, deve-se dar preferência aos cimentos de polimerização dual.¹⁷⁴ Ainda, a ponta fotopolimerizadora deve estar quase encostada na linha de cimentação, procedimento impossível quando os preparos estão localizados subgingivalmente. Logicamente, a preferência clínica seria para um agente cimentante resinoso auto-condicionante.¹⁵⁷

A higienização diária das margens das coroas é fundamental, já que partículas de cimento podem desprender-se sob forças mastigatórias num meio líquido. Estas partículas dentro do sulco gengival atuam como contaminantes e comprometem a saúde do periodonto. Ainda, estas descontinuidades marginais constituem superfícies propícias ao acúmulo de placa bacteriana. A exclusão de uma dieta cariogênica pode aumentar a sobrevivência da linha de cimento e assim, das coroas puras de cerâmica.

Finalmente, mais estudos são necessários para verificar a performance clínica destes adesivos/cimentos em coroas totais de cerâmica. Como não existe um sistema nacional de registro para este tipo de tratamento e o número de publicações clínicas controladas é raro, a curva de aprendizagem com os cimentos convencionais (ex., fosfato de zinco, ionômero de vidro) ainda vai ser aplicada ao sistema In-Ceram alumina por um bom tempo.

CONCLUSÕES

5. CONCLUSÕES

Dentro dos limites dos experimentos testados, podemos concluir que:

1) Não houve diferença na microinfiltração entre uma nova técnica sugerida para verificar a microinfiltração, quando comparada à técnica convencional;

1.1) A nova técnica parece adequada para estudos laboratoriais de microinfiltração;

2) O uso da pressão pulpar alterou significativamente os valores de microinfiltração para os dois cimentos/adesivos;

3) O armazenamento/fadiga cíclica mostrou influência na microinfiltração para o cimento Panavia F;

4) O armazenamento/fadiga cíclica não tiveram influência estatisticamente significativa na integridade marginal dos cimentos/adesivos testados.

ANEXOS

ANEXOS

Tabela 14. Valores individuais de abertura marginal (em micrometros) e médias das quatro fatias.

n°.	Fatia 1		Fatia 2		Fatia 3		Fatia 4		Total	
	GA	GB	GA	GB	GA	GB	GA	GB	Média GA	Média GB
1M	89,16	100,0	92,50	100,83	62,50	95,83	62,50	74,16	76,66±16,41	92,70±12,55
2M	40,00	50,00	60,00	41,66	36,66	47,50	60,00	46,66	49,16±12,58	46,45±3,49
3M	46,66	59,16	68,33	77,50	55,83	28,33	73,33	60,00	61,03±12,08	56,24±20,44
4M	62,50	45,00	53,33	54,16	44,16	37,50	20,00	60,83	44,99±15,82	49,37±8,86
5M	50,00	49,16	52,50	50,00	68,33	69,16	49,16	46,66	54,99±9,00	51,24±5,46
6M	53,33	49,16	63,33	60,83	55,83	59,16	66,66	36,66	59,78±6,24	51,45±11,12
7M	88,33	100,0	115,0	64,16	100,83	91,66	79,16	93,33	95,83±15,56	87,28±15,83
8M	57,50	91,66	38,33	115,0	35,00	55,00	44,16	64,16	43,74±9,91	81,45±27,25
9M	87,50	81,66	86,66	108,83	96,66	91,66	115,0	100,83	96,45±11,40	95,74±11,72
10M	30,00	43,33	40,00	52,50	45,83	78,33	30,00	36,66	36,45±7,82	52,70±18,27
11M	36,66	35,83	81,66	72,50	55,83	85,00	55,83	57,50	57,49±18,47	62,70±21,15
12M	60,00	61,66	47,50	65,83	62,50	43,33	46,66	50,00	54,16±8,25	55,02±10,37
13M	43,33	23,33	28,50	20,83	13,33	22,50	64,16	00,00	37,33±21,67	16,66±11,15
14M	56,66	99,16	83,33	69,16	53,33	92,50	72,50	102,50	66,45±14,01	78,64±15,03
15M	40,00	26,66	33,33	62,50	34,16	38,33	75,00	66,66	45,62±19,80	48,53±19,20
16M	29,16	25,00	24,16	56,66	40,00	57,50	85,00	26,66	44,58±27,74	41,45±18,05
17M	34,16	95,83	35,83	110,83	56,66	110,00	53,33	95,00	44,99±11,64	73,95±32,38
18M	60,00	50,00	69,16	40,00	36,66	95,00	30,00	63,33	48,95±18,62	55,51±21,05
19M	63,33	40,00	60,00	57,50	50,00	43,33	30,00	90,00	50,83±14,99	57,07±22,82
20M	48,33	36,66	72,50	53,45	50,00	62,75	56,66	36,66	56,87±11,02	47,38±12,94

Tabela 15. Valores individuais e médias de microinfiltração marginal para os dois grupos nas quatro fatias.

	Fatia 1		Fatia 2		Fatia 3		Fatia 4		Total	
	GA	GB	GA	GB	GA	GB	GA	GB	Média GA	Média GB
1M	0	0	0	0	1	1	0	1	0,25	0,5
2M	1	0	0	1	0	1	1	1	0,5	0,75
3M	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
4M	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
5M	1	1	1	1	1	1	0	1	0,75	1
6M	1	0	0	1	1	0	1	1	0,75	0,5
7M	0	0	1	1	1	1	1	1	0,75	0,75
8M	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
9M	0	1	0	2	1	1	0	0	0,25	1
10M	1	1	2	0	1	1	1	1	1,25	0,75
11M	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
12M	0	0	1	0	1	1	1	1	0,75	0,5
13M	1	1	1	2	2	2	1	0	1,25	1,25
14M	1	1	1	0	1	1	1	1	1	0,75
15M	1	1	0	0	1	1	1	1	0,75	0,75
16M	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0,25
17M	0	0	0	0	0	0	1	0	0,25	0
18M	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
19M	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
20M	0	1	1	1	0	1	1	1	0,5	1

Tabela 17. Valores individuais de microinfiltração marginal.

PAN-SE				REL-SB			
	Com pressão	Sem pressão		Com pressão		Sem pressão	
1p	0	1	0,00	2p	0	11	0,25
4p	0	2	0,00	3p	0	12	0,25
5p	0	3	0,00	7p	0	13	0,25
6p	0	4	0,00	9p	0	14	0,25
8p	0	5	0,25	10p	0	15	0,25
15p	0	6	0,25	11p	0	16	0,00
17p	0	7	0,50	12p	0,25	17	0,50
18p	0	8	0,50	13p	0	18	0,50
19p	0	9	0,50	14p	0	19	0,00
20p	0	10	0,50	16p	0,25	20	0,50

Tabela 19. Valores individuais de microinfiltração (em micrometros).

Cimento	Sem armazenamento				Com armazenamento			
	Sem fadiga		Com fadiga		Sem fadiga		Com fadiga	
	n ^o	escore	n ^o	Escore	n ^o	escore	n ^o	Escore
REL-SB	01	0,25	12	0,25	37	0,25	22	0,00
	05	0,25	14	0,00	38	0,75	24	0,25
	09	0,25	17	1,00	39	0,75	27	1,00
	10	0,25	19	0,50	40	0,25	28	0,50
	06	0,00	21	1,00	41	0,75	29	0,75
média+dp		0,20±0,11		0,55±0,44		0,55±0,27		0,50±0,39
PAN-SE	02	0,00	11	0,25	31	0,50	23	0,25
	03	0,00	15	0,00	33	0,00	25	0,50
	04	0,00	16	0,50	34	0,25	26	0,75
	08	0,00	18	0,50	35	0,25	30	0,50
	07	0,00	20	0,00	36	0,25	32	0,25
média+dp		0,00±0,00		0,25±0,25		0,25±0,17		0,45±0,20

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adair, PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. *Int J Period Rest Dent*. 1984;4:32-45.
2. Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. I. Theoretical considerations. *Quintessence Int* 1985;16:135-41.
3. Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. II. Fabrication of the restoration. *Quintessence Int* 1985;16:207-16.
4. McLean JW. The future of Dental Porcelain. In: McLean, J.W. *Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*. Chicago, Quintessence Publishing Co., 1983.
5. Sozio RB, Riley EJ. The shrink-free ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1982;49:182-187.
6. Weber H, Chan CR, Geis-Gerstorfer J, Simonis A, Knupfer D. Procedural investigations and early clinical experiences with the full ceramic cerestore crown system. *Quintessence Int* 1985;16:463-72.
7. Attia A; Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92:551-56.
8. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2004;92:359-64.
9. Yoshinari, M.; Dérand, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:329-38.
10. Scherrer SS, De Rijk WG. The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992;5:550-7.

11. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:149-54.
12. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:303-10.
13. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser, UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont* 1996;9:580-85.
14. Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J Esthet Dent* 1998;10:60-6.
15. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000;13:420-4.
16. Harrington Z, McDonald A, Knowles J. An in vitro study to investigate the load at fracture of procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. *Int J Prosthodont* 2003;16:54-8.
17. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;83:216-22.
18. Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in general practice. *J Prosthet Dent* 2001;85:544-50.
19. Scotti R, Catapano S, D'Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:320-3.
20. Pröbster L. Survival rate of In-Ceram restorations. *Int J Prosthodont* 1993;6:259-63.
21. Pröbster, L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil* 1996;23:147-51.

22. Scherrer SS, De Rijk WG, Wiskott, HWA, Belser UC. Incidence of fractures and lifetime predictions of all-ceramic crown systems using censored data. *Am J Dent* 2001;14:72-80.
23. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont* 2002;15:451-6.
24. Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability: effects of crown preparation. *Int J Prosthodont* 1991;4:219-225.
25. Johnson GH, Lepe X, Bales DJ. Crown retention with use of a 5% glutaraldehyde sealer on prepared dentin. *J Prosthet Dent* 1998;79:671-6.
26. Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. *J Endod* 1990;16:70-7.
27. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner JA, Pashley DH, Caughman WF. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Oper Dent* 1992;17:13-20.
28. Bergenholtz G. Inflammatory responses of dental pulp to bacterial irritation. *J Endod* 1981;7:100-4.
29. Brannstrom M. Reducing the risk of sensitivity and pulpal complications after the placement of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996;27:673-8.
30. Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80:417-22.
31. Kern M, Kleimeier B, Schaller HG, Strub JR. Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and zinc phosphate luting agent. *J Prosthet dent* 1996;75:159-62.
32. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Amer* 2002;46:211-245.

33. Perdigao, J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Amer* 2002;46:277-301.
34. Elgalaid TO, Youngson CC, McHugh S, Hall AF, Creanor SL, Foye RH. In vitro dentine permeability: the relative effect of a dentine bonding agent on crown preparations. *J Dent* 2004;32:413-421.
35. Mjör IA, Ferrari M. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: reactions to restorative techniques, tooth-restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quintessence Int* 2002;33:35-63.
36. Quarnstrom F, Collier N, McDade E, McLean K, Munk A, Nicholls J. A randomized clinical trial of agents to reduce sensitivity after crown cementation. *Gen Dent* 1998;46:68-74.
37. Felton DA, Bergenholtz G, Kanoy BE. Evaluation of the desensitizing effect of gluma dentin bond on teeth prepared for complete-coverage restorations. *Int J Prosthodont* 1991;4:292-8.
38. Mausner I.K, Goldstein GR, Georgescu M. Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. *J Prosthet Dent* 1996;75:129-34.
39. Swift Jr. EJ, Lloyd AH, Felton DA. The effect of resin desensitizing agents on crown retention. *J Amer Dent Assoc* 1997;128:195-200.
40. Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, Lepe X. The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement. *J Prosthet Dent* 2004;91:428-35.
41. Yim NH, Rueggeberg FA, Caughman WF, Gardner FM, Pashley DH. Effect of dentin desensitizers and cementing agents on retention of full crowns using standardized crown preparations. *J Prosthet Dent* 2000;83:459-65.

42. Pameijer CH, Hulten J, Glantz PO, Randow K. Influence of low-viscosity liners on the retention of three luting materials. *Int J Period Restorative Dent* 1992;12:195-205.
43. White SN, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994;71:257-64.
44. Piwowarczyk A, Lauer H, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mat* 2005;21:445-553.
45. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991;65:436-42.
46. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994;71:333-8.
47. Kydd, WL, Nicholls JI, Harrington G, Freeman M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study. *J Prosthet Dent* 1996;75:9-13.
48. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 1970;81:1395-401.
49. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986;56:416-21.
50. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90:31-41.
51. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80:280-301.

52. Gu X, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont.*, v.16, n.2, p.109-116, march-april 2003.
53. Tjan, A.H.L.; Dunn, J.R.; Grant, B.E. Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. *J Prosthet Dent.*, v.67, n.1, p.11-5, jan 1992.
54. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004;17:529-535.
55. White SN.; Kipnis, V. The three-dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. *Int J Prosthodont* 1993;6:248-54.
56. Fick A. *Ann Physik Leipzig* 1855;94:59.
57. Ferrari M, Garcia-Godoy F. Sealing ability of new generation adhesive-restorative materials placed on vital teeth. *Am J Dent* 2002;15:117-128.
58. Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. *Den Mat* 2003;19:567-573.
59. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications. *Int J Prosthodont* 2004;17:155-164.
60. Calamia JR. Rationale for etched porcelain restorations. In: Preston JD. *Perspectives in dental ceramics. Proceedings of the fourth international symposium on ceramics.* Chicago, Quintessence Publishing Co., 1988, p.317-29.
61. Blatz MB, Shadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-74.
62. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 2002;4:7-22.

63. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet dent* 1995;73:240-9.
64. Wada T. Development of a new adhesive material and its properties. In: Gettleman L, Vrijhoef M, Uchiyama Y. Proceedings of the international symposium on adhesive prosthodontics. Chicago, Academy of Dental Materials, June 1986, p.9-18.
65. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mat* 2004;20:191-197.
66. De Goes MF, Montes, MAJR. Evaluation of silver methenamine method for nanoleakage. *J Dent* 2004;32:391-8.
67. Jacques LB, Ferrari M, Cardoso PE. Microleakage and resin-cement film thickness of luted all-ceramic and gold electroformed porcelain fused-to-metal crowns. *J Adhes Dent* 2003;5:145-152.
68. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent* 2000;83:210-5.
69. Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2001;14:335-9.
70. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mat* 2003;19:725-31.
71. Madani M, Chu FC, McDonald AV, Samples RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000;83:644-7.

72. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J. Prosthet Dent* 1992;67:156-61.
73. Ferrari M, Mannocci F, Mason PN, Kugel G. In vitro leakage of resin-bonded all-porcelain crowns. *J Adhes Dent* 1999;1:233-42.
74. Ferrari, M. Cement thickness and microleakage under Dicor crowns: an in vivo investigation. *Int J Prosthodont* 1991;4:126-31.
75. Patel S, Saunders WP, Burke FJT. Microleakage of dentin-bonded crowns placed with different luting materials. *Am J Dent* 1997;10:179-83.
76. Heyeraas KJ, Berggreen E. Interstitial fluid pressure in normal and inflamed pulp. *Crit Rev Oral Biol Med* 1999;10:328-36.
77. Nikaido T, Burrow MF, Tagami J, Takatsu T. Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int* 1995;26:221-6.
78. Pereira, PN, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 1999;15:46-53.
79. Vongsavan N, Matthews RW, Matthews B. The permeability of human dentine in vitro and in vivo. *Arch Oral Biol* 2000;45:931-5.
80. Itthagarun A, Tay FR. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent* 2003;13:195-200.
81. Kerdvongbundit, V, Thiradilok S, Vongsavan N, Matthews B. The use of replica technique to record fluid emerging from exposed dentine. *Arch Oral Biol* 2004;49:613-9.

82. Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. The in vitro effect of pulpal pressure and luting agent on tensile bond strength of complete cast crowns. *J Prosthet Dent*;91:253-7.
83. Bouillaguet S, Duroux B, Ciucchi B, Sano H. Ability of adhesive systems to seal dentin surfaces: an in vitro study. *J Adhes Dent* 2000;2:201-8.
84. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002;30:371-82.
85. Tay FR, Pashley DH. Water treeing- a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003;16:6-12.
86. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent* 2004;32:55-65.
87. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11:255-62.
88. Nelsen RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Amer Dent Assoc* 1952;44:288-95.
89. Trowbridge HO. Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper Dent* 1987;12:164-72.
90. Kidd EAM. Microleakage: a review. *J Dent* 1976;4:199-206.
91. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992;20:3-10.
92. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997;22:173-85.

93. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Invest* 2004;8:130-8.
94. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrande M, Dejoux J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent* 2001;3:295-308.
95. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.
96. Tjan AHL, Peach KD, VanDenburgh SL, Zbaraschuk ER. Microleakage of crowns cemented with glass ionomer cement: effects of preparation finish line and conditioning with polyacrylic acid. *J Prosthet Dent* 1991;66:602-6.
97. Felton DA. A crown for clinically investigating microleakage. *J Prosthet Dent* 1991;66:34-8.
98. Curtis SR, Richards MW, Meiers JC. Early erosion of glass-ionomer cement at crown margins. *Int J Prosthodont* 1993;6:553-7.
99. Hung C, Weiner S, Dastane A, Vaidyanathan TK. Effects of thermocycling and occlusal force on the margins of provisional acrylic resin crowns. *J Prosthet Dent* 1993;69:573-7.
100. Ettinger RL, Kambhu PP, Asmussen CM, Damiano PC. An in vitro evaluation of the integrity of stainless steel crown margins cemented with different luting agents. *Spec Car Dent* 1998;18:78-83.
101. Lewinstein, I, Fuhrer N, Gelfand K, Cardash H, Pilo R. Retention, marginal leakage, and cement solubility of provisional crowns cemented with temporary cement containing stannous fluoride. *Int J Prosthodont* 2003;16:189-193.
102. Wolfart S, Linnemann J, Kern, M. Crown retention with use of sealing systems on prepared dentine. *J Oral Rehabil* 2003;30:1053-61.

103. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet. Dent* 1989;62:405-8.
104. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404.
105. Tao L, Tagami J, Pashley DH. Pulpal pressure and bond strengths of superbond and gluma. *Am J Dent* 1991;4:73-76.
106. Pioch T, Staehle HJ, Schneider H, Duschner H, Dörfer CE. Effect of intrapulpal pressure simulation in vitro on shear bond strengths and hybrid layer formation. *Am J Dent* 2001;14:319-323.
107. Moll K, Park H, Haller B. Effect of simulated pulpal pressure on dentin bond strength of self-etching bonding systems. *Am J Dent* 2005;18:335-339.
108. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mat* 2006;22:45-56.
109. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrande M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 2001;80:1605-1614.
110. Ikawa M, Komatsu H, Ikawa K, Mayanagi H, Shimauchi H. Age-related changes in the human pulpal blood flow measured by laser Doppler flowmetry. *Dent Traumatol* 2003;19:36-40.
111. Goodis HE, Marshall GW Jr, White JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentin permeability in vitro. *Arch Oral Biol* 1991;36:561-566.
112. Krejci I, Kuster M, Lutz F. Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. *J Dent Res* 1993;71:490-494.

113. Puapichartdumrong P, Ikeda H, Suda H. Outward fluid flow reduces inward diffusion of bacterial lipopolysaccharide across intact and demineralised dentine. *Arc Oral Biol* 2005;50:707-713.
114. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley DH. Dentinal fluid dynamics in human teeth, *in vivo*. *J Endod* 1995;21:191-194.
115. Vongsavan N, Matthews B. Fluid flow through cat dentine *in vivo*. *Arch Oral Biol* 1992;37:175-85.
116. Belli S, Ünlü N, Özer F. Bonding strength to two different surfaces of dentin under simulated pulpal pressure. *J Adhesive Dent* 2001;3:145-152.
117. Hanaizumi Y, Kawano Y, Takano Y. An influence of fluid outflow through the dentinal tubules on the penetration of bonding resin. In: Shimono M, Maeda T, Suda H, Takahashi (eds). *Dentin/Pulp Complex. Proceedings of the International Conference on Dentin/Pulp Complex 1995 and the International Meetings on Clinical Topics of Dentin/Pulp Complex*. Tokyo, Quintessence Publishing Co., Ltd.;1996.p.336-338.
118. Wong RHK, Wilson PR. The effect of seating force and die spacing on pulpward cementation pressure transmission: a laboratory study. *Int Dent J* 1997;47:45-52.
119. Mak Y-F, Lai SCN, Cheung GSP, Chan AWK, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mat* 2002;18:609-621.
120. Tay FR, Carvalho RM, Sano H, Pashley DH. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2000;2:99-116.

121. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215-235.
122. Malacarne J, Carvalho RM, De Goes MF, Svizero N, Pashley D, Tay FR et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mat* 2006;22:973-980.
123. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mat* 2002;18:111-9.
124. Sengun A, Ozturk B, Ozer F. The effect of simulated intrapulpal pressure on bond strength to enamel and dentine. *J Oral Rehabil* 2003;30:550-555.
125. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 2006;34:77-85.
126. Mitchem JC, Terkla LG, Gronas DG. Bonding of resin dentin adhesives under simulated physiological conditions. *Dent Mater* 1988;4:351-353.
127. Tao L, Pashley DH. The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability. *Dent Mat* 1989;5:133-139.
128. Tay RF, Carvalho RM, Sano H, Pashley DH. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhesive Dent* 2000;2:99-106.
129. Walker MP, Spencer P, Eick D. Mechanical property characterization of resin cement after aqueous aging with and without cyclic loading. *Dent Mat* 2003;19:645-652.
130. Attia A, Abdelaziz KM, Feitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95:117-123.

131. Stapert CFJ, Guess PC, Chitmongkolsuk S, Gerds T. Partial coverage restoriation systems on molars – comparison of failure load after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 2006;33:698-705.
132. Kolbeck C, Ronsentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. *In vitro* of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 2002;29:668-674.
133. Von Steyern PV, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006;33:682-689.
134. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mat* 2006 (in press).
135. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mat* 2006;22:176-182.
136. Douglas WH, DeLong R. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 1983;62:32-36.
137. Frankenberger R, Tay FH. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mat* 2005;21:397-412.
138. Fleming GJP, Maguire FR, Bhamra G, Burke FM, Marquis PM. The strengthening mechanism of porcelain of resin cements on porcelain surfaces. *J Dent Res* 2006;85:272-276.

139. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2002;10:15-22.
140. Escribano NI, Del-Nero MO, La Macorra JC. Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. *J Biomed Mat Res* 2003;66B:419-424.
141. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts, Braem M et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118-132.
142. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. Part I. *J Dent Res* 1956;35:664-670.
143. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. Part II. *J Dent Res* 1956;35:671-673.
144. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function – a review of the literature: part II – speed of movement of mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 1975;2:349-361.
145. De Boever JA, McCall WD Jr., Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978;40:326-333.
146. Peterson IM, Pajares A, Lawn BR, Thompson VP, Rekow ED. Mechanical characterization of dental ceramics by hertzian contacts. *J Dent Res* 1998;77:589-602.
147. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2004;71B: 381-386.

148. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495-510.
149. Wiskott HWA, Nicholls JJ, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-16.
150. Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. *J Dent* 2002;30:333-340.
151. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001;85:479-84.
152. Menezes MJL, Arrais CAG, Giannini M. Influence of light-activated and auto- and dual-polymerizing adhesive systems on bond strength of indirect composite resin to dentin. *J Prosthet Dent* 2006;96:115-121.
153. Mitchell CA, Pintado MR, Geary L, Douglas WH. Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation. *J Prosthetic Dent* 1999;81:668-677.
154. Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM. Cytotoxicity of resin monomers on human gingival fibroblasts and HaCaT keratinocytes. *Dental Materials* 2006 (in press).
155. Monaco C, Krejci I, Bortolotto T, Perakis N, Ferrari M, Scotti R. Marginal adaptation of 1 fiber-reinforced composite and 2 all-ceramic inlay fixed partial denture systems. *Int J Prosthodont* 2006;19:373-382.
156. Moll K, Heller B. effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentine. *J Oral Rehabil* 2000;27:149-164.

157. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer H. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mat* 2006 (in press).
158. Milutinovic-Nikolic AD, Medic VB, Vukovic ZM. Porosity of different dental luting agents. *Dent Mat* 2006 (in press).
159. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002;29:257-262.
160. Yang B, Adelung R, Ludwig K, Boßmann, Pashley DH, Kern M. Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials* 2005;26:5021-5031.
161. Abdalla AI, Davidson CL. Marginal integrity after fatigue loading of ceramic inlay restorations luted with three different cements. *Am J Dent* 2000;13:77-80.
162. Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann K-H, Hickel R. Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial loading. *Oper Dent* 2001;26:357-366.
163. Yamashita J, Shiozawa I, Takakuda K, Miyairi H. Surface strain on crown and luting cement fractures. *Int J Prosthodont* 1997;10:332-339.
164. Davidson CL, Van Zeghbroeck L, Feilzer AJ. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res* 1991;70:880-882.
165. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting. *Den Mat* 2005;21:1025-1032.
166. Fonseca RG, dos Santos JG, Adabo GL. Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements. *Braz Oral Res* 2005;19:267-71.

167. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Effect of conditioning time of self-etching primers on dentin bond strength of three adhesive resin cements. *Den Mat* 2005;21:83-93.
168. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials* 2003;14:3795-3803.
169. Roulet JF. Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 1994;22 (suppl 1):S9-S12.
170. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of Acidic resin monomers. *J Adhes Dent* 2003;5:267-282.
171. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent* 2003;28:747-755.
172. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Thompson VP, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19:442-448.
173. Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig.* 2004;8:81-5.
174. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability within a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:234-41.

ABSTRACT

ABSTRACT**Influence of microleakage technique, simulated pulpal pressure, water storage, and cyclic fatigue on marginal integrity and microleakage of In-Ceram alumina crowns**

Objectives: To verify the influence of microleakage technique, simulated pulpal pressure, water storage and cyclic fatigue on marginal integrity and microleakage of In-Ceram alumina crowns. **Material and methods:** Human premolar teeth of similar dimensions received complete crown preparation with a 6 convergence degree, 4mm-height and 2mm of axial and occlusal reduction. In-Ceram alumina copings 0.5mm-thick were obtained and cemented either with Panavia F/Clearfil SE Bond (PAN-SE) or Rely XARC/Adper Single Bond 2 (REL-SB). Four hypotheses were made: 1) No difference between a new technique and a standard one to verify microleakage, 1.1) To verify if a new microleakage technique is adequate for laboratorial studies; 2) Simulated pulpal pressure (15cmH₂O) does not alter microleakage; 3) Water storage (90 days) / cyclic fatigue (500.000 cycles, 2Hz, 5kg) does not have influence on microleakage and 4) Water storage/cyclic fatigue does not influence marginal integrity of crowns. Control groups were established for all experiments. **Results:** 1) No statistically significant difference was detected between the two techniques to assess microleakage in each cement/adhesive combination; 2) Simulated pulpal pressure significantly altered microleakage for PAN-SE (Mann-Whitney, p=0.025) and REL-SB (Mann-Whitney, p=0.014); 3) Water storage (Mann-Whitney, p=0.032) and water storage/cyclic fatigue (Mann-Whitney, p=0.008) significantly increased microleakage only in PAN-SE groups. These parameters were not decisive in REL-

SB groups even with higher microleakage values, and 4) Loss of marginal integrity was of 4% and 10% in REL-SB and PAN-SE groups, respectively. **Conclusions:** 1) No differences on microleakage were observed when a new technique suggest to assess microleakage was compared to a standard one. 1.1) This new technique seems adequate for laboratorial microleakage studies; 2) Simulated pulpal pressure significantly altered microleakage values for both adhesives/cements; 3) Water storage/cyclic fatigue influenced on microleakage of Panavia F and 4) Water storage/cyclic fatigue did not have influence on marginal integrity of both adhesives/cements tested.

Keywords: ceramics, aluminum oxide, dental leakage, dental pulp, resin cements, fatigue, water storage, water pressure.